

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DU
DOCTORAT EN GÉNIE MÉCANIQUE
Ph. D.

PAR
Guilhem VIALLET

ÉTUDE DE LA TRANSMISSION SONORE PAR VOIE EXTERNE D'UN BOUCHON
D'OREILLE COUPLÉ AU CONDUIT AUDITIF : MODÉLISATION NUMÉRIQUE ET
VALIDATION EXPÉRIMENTALE

MONTREAL, LE 17 DÉCEMBRE 2014



Guilhem Viallet, 2014



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY
CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE
PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

M. Frédéric Laville, directeur de thèse
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Franck Sgard, codirecteur de thèse
Direction scientifique à l'institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail

Mme Nicola Hagemeister, président du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Jérémie Voix, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Raymond Panneton, examinateur externe
Département de génie mécanique à l'Université de Sherbrooke

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 27 NOVEMBRE 2014

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je souhaite tout d'abord remercier Franck Sgard et Frédéric Laville, mes directeurs de thèse, pour la qualité de leur supervision, pour leur grande disponibilité et pour la relation de confiance mutuelle qui s'est installée tout au long de ce doctorat. Un grand merci pour tous les conseils avisés que vous m'avez donnés lors de nos nombreuses discussions, autant sur le plan scientifique que sur celui de l'art de communiquer efficacement. Vous avez su me fournir les outils adéquats et nécessaires à l'accomplissement de ce travail. Pour toutes ces raisons, je vous exprime ma sincère gratitude.

Je tiens à remercier les différents organismes m'ayant apporté du financement pour cette recherche. Merci à l'Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail pour le financement général de cette thèse. Merci également aux organismes qui m'ont offert des bourses complémentaires durant le doctorat : l'École de technologie supérieure, l'Équipe de recherche en sécurité du travail, l'Association canadienne d'acoustique, l'*Acoustical Society of America* et la Direction de la santé publique de Montréal.

Je remercie les membres de mon jury de thèse pour avoir accepté d'évaluer ce travail et pour tous les conseils fournis lors de l'examen doctoral.

J'adresse également mes remerciements aux personnes qui ont grandement contribué aux aspects expérimentaux de ce projet réalisés au sein du laboratoire ICAR à l'ÉTS. Merci à Hugues Nélisse (Professeur associé à l'ÉTS et chercheur à l'IRSST) et à Jérôme Boutin (professionnel scientifique à l'IRSST) pour leur aide durant les phases de validation expérimentale. Un merci particulier à Cécile Le Cocq (associée de recherche) pour les nombreux conseils et l'accès complet à la base de données compilant les mesures sur sujets humains. Merci également à Jérémie Voix (professeur à l'ÉTS) pour m'avoir donné des conseils avisés et fourni des échantillons de silicone en grande quantité pour mes tests.

VI

Je tiens à remercier la compagnie Sonomax et en particulier Michael C. Turcot pour m'avoir permis d'utiliser leurs données de mesures d'atténuations.

Un merci particulier est adressé à Michael R. Stinson pour m'avoir fourni de nombreuses et précieuses données numériques de géométries de conduits auditifs.

Ma reconnaissance va aussi aux membres du comité aviseur du projet au sens large, pour leurs conseils et la grande expertise du domaine qu'ils ont su partager lors de nos rencontres. Merci donc à Elliott H. Berger, William J. Murphy, Karl Buck et Nicolas Trompette.

Je remercie aussi les techniciens de l'ÉTS qui m'ont permis de résoudre certains aspects techniques de ce travail. En particulier, merci à Olivier Bouthot, Mario Corbain et Hugo Landry.

J'ai une pensée particulière pour Martin Brummund, qui m'a aidé avec bien des aspects biomécaniques de ce projet. Au-delà, une belle amitié est née lors de ces 4 dernières années. Merci aussi à Sylvain Boyer, chaleureux collègue de bureau et ami. Grâce à vous deux, la fameuse solitude du doctorant ne m'a jamais gagnée.

Je remercie également les nombreux collègues du local A-22 15 - Mourad, Clément, Kidar, David, Oussama - et j'en oublie certainement, pour la bonne humeur générale qui régnait dans le bureau.

Un merci particulier à mes parents qui m'ont toujours soutenu dans mes choix de vie, même si l'éloignement est parfois pesant. Des pensées vont également à ma sœur et ses deux petits amours, et à mon frère.

Enfin, je dédie cette thèse aux deux amours de ma vie, ma femme Olga pour son soutien inconditionnel et mon fils Loïk qui m'apprend parfois plus de choses que je ne lui en apprends. Vous êtes mon équilibre.

ÉTUDE DE LA TRANSMISSION SONORE PAR VOIE EXTERNE D'UN BOUCHON D'OREILLE COUPLÉ AU CONDUIT AUDITIF : MODÉLISATION NUMÉRIQUE ET VALIDATION EXPÉRIMENTALE

Guilhem VIALLET

RÉSUMÉ

Les bouchons d'oreilles demeurent la solution à court terme la plus efficace pour lutter contre le problème de surdité professionnel. Cependant, ils ne sont pas toujours aussi efficaces et adaptés que souhaités et il est difficile d'en évaluer les performances sur le terrain. Le port des bouchons d'oreille est associé à différentes problématiques. Sont par exemple cités l'aspect co-facteur de risques dans les accidents de travail, le degré de protection des travailleurs sous-évalué par rapport à la performance des bouchons mesurée en laboratoire, ou encore la difficulté à adapter sur le terrain des méthodes de mesures standardisées. La conception des bouchons d'oreilles repose souvent sur des méthodes empiriques où le confort n'est pas pris en compte.

Pour résoudre certaines de ces problématiques, un projet de recherche concertée entre l'École de technologie supérieure et l'Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail a débuté en 2010. Cette thèse de doctorat s'inscrit dans ce projet, son objectif est de contribuer à la meilleure compréhension de la physique du problème de transmission acoustique à travers le système protecteur / conduit auditif, pour améliorer la conception du bouchon, contribuer à une meilleure évaluation de son efficacité et donc améliorer in fine la protection des travailleurs. Cet objectif est accompli via une méthodologie de développement pas à pas d'un outil de prédiction de l'atténuation prenant en compte des complexités géométriques et physiques croissantes. Ce développement est effectué en 4 étapes : chacune des 3 premières est présentée sous la forme d'un article de revue et la quatrième constitue un chapitre additionnel de cette thèse par articles.

Dans la première étape, c'est l'aspect géométrique seul du conduit auditif qui est étudié via la question de la validité d'une hypothèse de description 2D axisymétrique de la géométrie du conduit auditif dans le cas de conditions aux limites rigides. Ce choix de conditions aux limites permet dans une première approximation d'écarter les problématiques liées à l'intégration de tissus constitutifs du conduit auditif. Cette question est investiguée via des comparaisons de prédictions d'atténuations avec des modèles 2D et 3D pour des cas individuels ou moyennés sur un groupe d'individu. L'emphasis est portée sur la méthode à choisir pour reconstruire géométriquement un conduit 2D axisymétrique à partir de caractéristiques d'un conduit en 3D.

Dans la deuxième étape, le modèle 2D précédent est physiquement complexifié par l'ajout d'une couche de peau. Cela correspond également à une configuration de conduit auditif synthétique existant dans les têtes artificielles instrumentées qui sont couramment utilisées pour mesurer l'atténuation des bouchons en laboratoires. Le rôle de la peau et son effet sur l'atténuation sont étudiés. Des éléments tels que la contribution des différents chemins de

VIII

transmission acoustique, ou plus généralement la manière dont l'énergie circule dans le système sont analysés. De plus, des analyses statistiques sont réalisées pour quantifier l'effet des paramètres mécaniques de la peau et du bouchon sur l'atténuation.

Dans la troisième étape, le modèle précédent est complexifié par l'ajout des autres tissus constitutifs du conduit auditif (os et tissus mous). De plus, la géométrie précédente (cylindrique) est partiellement modifiée pour obtenir un conduit auditif 2D axisymétrique moyen à section variable. Ce choix est motivé par les résultats obtenus dans les étapes précédentes. Ce modèle est d'abord validé par des comparaisons avec des mesures sur sujets humains puis exploité pour quantifier l'impact de différents facteurs connus pour faire varier l'atténuation lorsqu'elle est mesurée en laboratoire. Ces facteurs sont : la possible présence de fuites, la profondeur d'insertion du bouchon, la variation interindividuelle de la géométrie du conduit auditif et des paramètres mécaniques associés aux tissus. Ces différents facteurs sont introduits un à un dans le modèle et leur impact sur l'atténuation est quantifié puis comparé à des déviations standards obtenues lors de mesures sur sujets humains. Ces comparaisons permettent d'évaluer les zones fréquentielles de prédominance de l'effet des différents facteurs sur l'atténuation.

Dans la quatrième étape, la possibilité de remplacer les tissus constitutifs du conduit auditif par des conditions aux limites de type impédance mécanique est étudiée. Ce travail vise à terme à simplifier les modèles développés dans la troisième étape en utilisant à leur place les modèles des étapes 1 ou 2 munis de conditions aux limites d'impédance mécanique plutôt que les conditions aux limites plus classiques (type encastrement) utilisées jusque-là. Deux scénarios de remplacement des tissus ont été testés dans des configurations axisymétriques en première approximation. Dans un premier scénario (modèle proche de l'étape 1), l'effet de tous les tissus (peau, tissus mous et os) ont été ramenés à une impédance mécanique. Devant certains manques mis en avant par ce scénario, un deuxième moins simplifié a ensuite été envisagé. Dans ce deuxième scénario, seules la partie osseuse et les tissus mous sont remplacés pour les prendre en compte en tant que condition aux limites dans un modèle simplifié. Il a permis de corriger les limitations du premier scénario et a permis d'aboutir à plus de réalisme, c'est-à-dire des prédictions plus proches de celles obtenues dans le cadre de l'étape 3. Ces tests ont été réalisés sur une configuration géométrique unique qui ne permet pas encore dans l'état actuel de généraliser la validation de la méthode qui pourrait, dans des travaux futurs, être étendue à des modèles en 3D ou à des modèles 2D axisymétriques à section variable.

D'un point de vue scientifique, l'ensemble de ces travaux ont permis, à chacune des 4 étapes décrites précédemment, de mieux comprendre quels sont les mécanismes clés intervenant dans l'atténuation d'un bouchon, quels sont les chemins de transmission acoustique prépondérants dans le cadre d'une transmission aérienne du son à travers le conduit auditif occlus et d'investiguer les simplifications possibles à apporter à un modèle numérique du conduit auditif occlus pour prédire une atténuation réaliste. Ces travaux ont permis de conforter l'idée qu'une simplification 2D axisymétrique de la géométrie du conduit auditif occlus, en réalité 3D, est possible, avec certaines limitations liées à la méthode de reconstruction géométrique utilisée pour définir la géométrie 2D. L'importance et la nécessité de prendre en compte la peau dans un modèle élément fini du conduit occlus est

mise en avant. Le recours à un modèle moyen 2D axisymétrique du conduit occlus et intégrant ses différents tissus constitutifs (où en les remplaçant par des conditions aux limites d'impédances mécaniques) a permis de simuler des prédictions d'atténuations moyennes réalistes, mesurables sur des sujets humains. L'exploitation de ces différents modèles a conduit à une quantification de la contribution de la manière dont l'énergie circule dans le conduit auditif occlus et de l'effet de facteurs cruciaux (fuites, profondeur d'insertion du bouchon, paramètres mécaniques et géométriques) responsables des variations de l'atténuation, lorsque mesurée en laboratoire.

D'un point de vue technologique, les outils de modélisation de l'atténuation développés dans le cadre de cette thèse et leurs exploitations via des analyses statistiques de l'effet des paramètres mécaniques du bouchon sur l'atténuation fournissent des pistes concrètes aux fabricants de protecteurs auditifs pour en améliorer leur efficacité. Dans le même ordre d'idées, les analyses statistiques réalisées par rapport aux effets des paramètres mécaniques de la peau artificielle présente dans le conduit auditif des têtes artificielles pourront permettre d'améliorer les standards en matière d'exigences sur leur conception ou aider les fabricants à utiliser des matériaux dont les paramètres mécaniques sont plus proches de ceux des tissus biologiques et donc plus réalistes.

D'un point de vue santé et sécurité au travail, les avancées présentes dans cette thèse et notamment l'exploitation des différents outils de modélisation développés, pourront aider à concevoir des protecteurs auditifs plus performants et dont la réelle efficacité sera mieux appréhendée. Sur le long terme, cela améliorera les conditions des travailleurs en minimisant le risque lié à la dégradation de leur système auditif.

Les perspectives de travail proposées à la fin de cette thèse consistent principalement à étendre les modèles à différents aspects non encore pris en compte : une gamme élargie de bouchons aux paramètres matériaux et aux géométries diverses, l'introduction de la conduction par voie osseuse, la modélisation de la double protection lorsque l'utilisation des bouchons est couplée aux casques anti-bruit, l'intégration de la tête et du torse dans le modèle et l'étude des effets liés à cette intégration et la prise en compte de bruits d'impact.

Mots clefs : Bouchons d'oreilles, Conduit auditif, Atténuation, Pertes par insertion, Conduction aérienne, Modélisation, Éléments finis, Protecteurs auditifs, Modèles numériques

SOUND TRANSMISSION BY OUTER PATH THROUGH AN EARPLUG COUPLED TO AN EARCANAL: NUMERICAL SIMULATION AND EXPERIMENTAL VALIDATION

Guilhem VIALLET

ABSTRACT

Earplugs remain the most effective short term solution to tackle the problem of occupational hearing loss. However, they are not always effective and adapted as desired and their *in situ* performances are difficult to assess. Wearing earplugs is associated with several issues such as risk co-factors in work accidents, insufficient *in situ* protection of the worker compared to the laboratory conditions, difficulty of using standardized measurement techniques in work places. Their design is often based on empirical methods where comfort is not taken into account.

To address some of these issues, a collaborative research project between l'*École de technologie supérieure* and the *Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail* has been launched in 2010. This thesis is part of this project, its objective is to contribute to the better understanding of the problem of the sound transmission through the earplug-earcanal system to improve the design of the protector, to contribute to a better assessment of its effectiveness and thus ultimately to improve the workers protection. This objective is accomplished via a methodological development of a predicting tool to simulate the attenuation in the framework of a step by step modeling approach which integrates gradually geometrical and physical complexities. This development is carried out in four steps, the first 3 being presented in the form of peer reviewed journal articles and the forth constitutes an additional chapter in this article-based thesis.

In the first step, only the geometrical aspect of the ear canal is studied via the question of the validity of a simplified 2D axisymmetric description of the ear canal geometry in the case of rigid boundary conditions. This choice of boundary conditions allows in a first approximation to set aside the problems associated with the integration of the earcanal constitutive tissues. This question is investigated through comparisons of attenuation predictions with 2D and 3D models, and for individual or averaged over a group cases. The emphasis is put on finding the most reliable 2D geometry reconstruction method (in terms of attenuation prediction) which can be used, in order to define a 2D axisymmetric geometry based on geometrical characteristics of a 3D one.

In the second step, the previous 2D model is extended to take into account a layer of skin on the ear canal walls. This also corresponds to a configuration of the synthetic earcanal included in the acoustical test fixtures that are commonly used to measure the attenuation. The role of the skin and its effect on the earplug attenuation are studied. The contributions of the different acoustic pathways due to an airborne excitation are quantified. More generally, the investigation concerns the energy circulating within the domain. In addition, statistical

analyses were performed to quantify the effect on the attenuation of the mechanical parameters of both the skin and the earplug.

In the third step, the previous model is extended to take into account the others tissues surrounding the ear canal (bone and soft tissues). Moreover, the previous geometry (the cylindrical one) is partially modified to obtain an average 2D axisymmetric ear canal geometry with a variable cross section. This choice is motivated by the results obtained in the previous steps. This model is first validated by comparisons with measurements on human subjects and then exploited to quantify the impact of various factors known to vary the attenuation when measured in laboratory conditions. These factors are: the possible presence of leaks, the insertion depth of the earplug, the inter-individual variation of the ear canal geometry and the variation of the mechanical parameters associated with the surrounding tissues. These factors are introduced one by one in the model and their impact on the attenuation is quantified and thereafter compared to standard deviations obtained from attenuation measurements on human subjects. Such comparisons are used to evaluate the predominance (as a function of the frequency) of the aforementioned factor effects on the attenuation.

In the fourth step, the study goes into the possibility of replacing the surrounding tissues of the ear canal by mechanical impedance boundary conditions. This work ultimately aims to simplify the models developed in the third step, by using models of steps 1 and 2 improved by the mechanical impedance boundary conditions rather than the more conventional condition limits (the fixed one) used till now. Two tissue replacement scenarios have been tested in the 2D axisymmetric configuration described in the first approximation. In the first scenario (similar to the model developed in step 1), the effect of all the tissues (skin, soft tissue and bone) were reduced to a mechanical impedance. A second scenario, a little less simplified, where only the bone and soft tissue domains are replaced is then considered. This second scenario allowed to correct the limitations obtained in the first scenario and helped to achieve more realism in terms of attenuation predictions, closer than those obtained with the model developed in step 3. These tests were performed on a unique geometry that does not allow generalizing the method validation which could be extended in future works to 3D models or 2D axisymmetric models with variable cross sections.

From a scientific point of view, each of the steps described above helped to better understand the key mechanisms involved in the attenuation of an earplug, the pathways leading the acoustic transmission in the case of an airborne sound excitation through the occluded ear canal, and to investigate the possible simplification which can be done to predict a realistic attenuation with a numerical model. This work helped to consolidate the idea that simplifying the 3D geometry of the occluded ear canal by a 2D axisymmetric one is possible, with certain limitations related to the geometrical reconstruction method used to define the 2D geometry. The importance of taking into account the skin in a finite element model of the occluded ear canal is highlighted. Using an average 2D axisymmetric model which integrates the ear canal surrounded tissues (or alternatively replaced by mechanical impedance boundary conditions) permitted to simulate realistic average attenuations, measurable on human subjects. The utilization of these different models allowed to a better comprehension of how the energy

flows in the occluded ear canal and to quantify the effect of critical factors (leakage, insertion depth of the plug, the mechanical and geometrical parameters) responsible for variations in attenuation.

From a technological point of view, the sensitivity analyses performed on the earplug mechanical parameters with the modeling tools developed in this thesis provide concrete ways for the manufacturers to improve their product effectiveness. Following the same idea, statistical analyses performed on the mechanical parameters of the artificial skin included in artificial tests fixtures can lead to improved standards of requirements on their design or help manufacturers to approach mechanical parameters closer to human subjects.

From an occupational health and safety point of view, the advances described in this thesis and the development of the different modeling tools can help to better design the hearing protection products, and their efficiency will be better evaluated. Ultimately, this will improve working conditions by minimizing the risk of damage to the worker's hearing.

Further research perspectives mentioned at the end of this thesis consist mainly in extending the models to different aspects not yet considered: an enlarged range of earplugs, with various materials and geometrical shapes, the introduction of the bone conduction, the modeling of dual protection when wearing earplug is coupled to earmuffs, the integration in the model of the head and the torso, to study the effects of this integration, and the consideration of impact noise.

Keywords: Earplugs, Auditory canal, Attenuation, Insertion loss, Air conduction, Modelling, Finite Elements, Hearing protection devices, Numerical models

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
0.1 Contexte	1
0.1.1 Le bruit au travail et la législation	1
0.1.2 L'utilisation des bouchons d'oreilles par les travailleurs : un incontournable du milieu industriel	2
0.1.3 L'intégration de ce travail de doctorat dans le projet ETSPA2	3
0.2 Problématique	4
0.2.1 Les bouchons d'oreilles, un produit qui pourrait être amélioré	4
0.2.2 Problématique associées à la mesure de l'atténuation des bouchons d'oreilles	5
0.2.2.1 Les têtes artificielles instrumentées	5
0.2.2.2 La mesure sur sujets humains	6
0.2.3 La nature complexe des chemins de transmission acoustique mis en jeux dans l'oreille externe	8
0.2.4 La variabilité des modèles de bouchons d'oreilles disponibles sur le marché	14
0.3 Objectifs de la thèse	16
0.3.1 Objectif principal	16
0.3.2 Objectifs spécifiques	16
0.4 Démarche de travail et organisation du document	17
0.4.1 Méthodologie et structure de la thèse	18
0.4.1.1 Chapitre 1 – État de l'art sur la modélisation du conduit auditif ouvert ou occlus par un bouchon d'oreille	18
0.4.1.2 Chapitre 2 - Article n° 1 : Modélisation éléments finis 2D axisymétrique versus 3D pour la prédiction de l'atténuation des bouchons dans des conduits auditifs rigides	18
0.4.1.3 Chapitre 3 - Article n°2 : Un modèle élément fini pour prédire l'atténuation d'un bouchon d'oreille dans une tête artificielle	19
0.4.1.4 Chapitre 4 - Article n°3 : Étude par modélisation éléments finis de la variabilité de l'atténuation des bouchons d'oreilles	20
0.4.1.5 Chapitre 5 : Prise en compte des tissus constitutifs du conduit auditif via des conditions aux limites d'impédances mécaniques	21
0.4.1.6 Chapitre 6 : Synthèse, retombées et perspectives	22
0.4.2 Hypothèses simplificatrices utilisées pour l'ensemble des modèles développés	22

CHAPITRE 1	REVUE DE LITTÉRATURE SUR LA MODELISATION DU CONDUIT AUDITIF OUVERT OU OCCLUS PAR UN BOUCHON D'OREILLE	25
1.1	Modélisation du conduit auditif ouvert.....	25
1.1.1	Modèles analytiques du conduit auditif ouvert.....	25
1.1.2	Modèles numériques du conduit auditif ouvert	27
1.2	Modélisation du conduit auditif occlus par un bouchon.....	28
1.2.1	Modèles analytiques du conduit auditif occlus par un bouchon.....	28
1.2.2	Modèles numériques du canal auditif occlus.....	29
1.3	Modélisation du couplage entre le conduit auditif et le bouchon	31
1.4	Synthèse de l'état de l'art et originalités du travail de recherche proposé.....	31
CHAPITRE 2	AXISYMMETRIC VERSUS THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT MODEL FOR PREDICTING THE ATTENUATION OF EARPLUGS IN RIGID WALLED EAR CANALS.....	37
2.1	Abstract.....	37
2.2	Introduction.....	38
2.3	Finite element models of the open and the occluded ear	42
2.3.1	Open ear 3D and 2D axisymmetric FE models	42
2.3.2	Occluded ear 3D and 2D-axisymmetric finite element models	43
2.3.3	Acoustic impedance model for the tympanic membrane.....	44
2.4	Geometry specifications of the ear plug-canal system	46
2.4.1	Reconstruction of the realistic ear canal geometries.....	46
2.4.2	2D axisymmetric occluded ear canal geometry reconstruction	48
2.4.3	2D axisymmetric open ear canal geometry reconstruction.....	52
2.5	Experimental validation of the 2D axisymmetric open and occluded ear canal models.....	52
2.6	Results and discussion	57
2.6.1	Predicted IL for the 15 individual 3D ear plug-canal system	57
2.6.2	Comparison of individual 2D axisymmetric and 3D insertion losses.....	59
2.6.3	Comparison of averaged 2D axisymmetric and 3D insertion losses	64
2.7	Conclusion	67
2.8	Acknowledgements.....	69
CHAPITRE 3	A FINITE ELEMENT MODEL TO PREDICT THE SOUND ATTENUATION OF EARPLUGS IN AN ACOUSTICAL TEST FIXTURE	71
3.1	Abstract.....	71
3.2	Introduction.....	72
3.3	Finite element models of the open and occluded external ear canals	75
3.3.1	Hypotheses, boundary conditions and loads	75
3.3.2	Insertion loss calculation.....	78
3.3.3	Material properties	78
3.3.4	Calculation of power balances.....	79
3.3.5	Sensitivity analysis to the artificial skin and the earplug parameters	80

3.4	Experimental validation of the model	82
3.5	Results and discussion	85
3.5.1	Power balances in the system	86
3.5.1.1	Power balances in the whole ear canal-plug system	87
3.5.1.2	Power exchanged at the interface between the earplug and the artificial skin	90
3.5.1.3	Power balance in the air cavity	93
3.5.2	Mechanical fluxes and acoustical intensity vector in the system	95
3.5.3	Sensitivity of the finite element model insertion loss prediction to the artificial skin and the earplug parameters	98
3.6	Conclusion	101
3.7	Acknowledgments	103
CHAPITRE 4	INVESTIGATION OF THE VARIABILITY IN EARPLUGS SOUND ATTENUATION MEASUREMENTS USING A FINITE ELEMENT MODEL	105
4.1	Abstract	105
4.2	Introduction	106
4.3	Modeling strategies	110
4.3.1	Average 2D axisymmetric finite element model of the open and the occluded ear canal	110
4.3.1.1	Average geometry of the open and the occluded ear canal	110
4.3.1.2	Hypotheses, boundary conditions and loads	113
4.3.1.3	Insertion loss calculation	115
4.3.2	Earplugs insertion depth modeling	115
4.3.3	Leakages modeling	116
4.3.4	Ear canal geometrical variation modeling	117
4.3.5	Material parameters	118
4.3.5.1	Ear canal surrounding tissue materials	119
4.3.5.2	Earplugs material	119
4.3.5.3	Sensitivity analyses on the material parameters	120
4.4	Measurements on human subjects	121
4.5	Results and discussion	122
4.5.1	Earplug insertion depth	123
4.5.1.1	Validation of the model	125
4.5.1.2	Effect of the earplugs insertion depths on the attenuation	125
4.5.2	Presence of leakages	126
4.5.2.1	Validation of the model: comparisons of the mean predicted and measured insertion losses	128
4.5.2.2	Effect of the leakages on the attenuation	128
4.5.3	Inter-individual ear canal geometrical variability	129
4.5.3.1	Validation of the model: Comparison of the predicted and measured mean insertion losses	131
4.5.3.2	Effect of the inter-individual ear canal geometrical variations on the insertion loss	131

4.5.4	Material mechanical parameters	132
4.5.4.1	Effects of the ear canal tissues material parameters	134
4.5.4.2	Effect of the earplugs material parameters	134
4.5.5	Complementary results: factors that do not significantly affect the predicted insertion loss	135
4.6	Conclusion	136
4.7	Acknowledgments.....	138
CHAPITRE 5 PRISE EN COMPTE DES TISSUS CONSTITUTIFS DU CONDUIT AUDITIF VIA DES CONDITIONS AUX LIMITES D'IMPÉDANCES MÉCANIQUES		
5.1	Mise en contexte	139
5.1.1	Idée générale	139
5.1.2	Scénarii de remplacement des tissus envisagés	139
5.2	Premier scénario : remplacement de tous les tissus du modèle «complet»	141
5.2.1	Calcul de la matrice d'impédance et application dans le modèle simplifié	142
5.2.2	Simplification de la matrice d'impédance	145
5.2.3	Résultats et limitations du premier scénario	145
5.3	Deuxième scénario : remplacement des tissus mou et de la partie osseuse.....	147
5.3.1	Calcul de la matrice d'impédance et application dans le modèle simplifié	148
5.3.2	Simplification de la matrice d'impédance mécanique	149
5.3.3	Résultats et limitations du deuxième scénario	151
5.4	Conclusion	153
CHAPITRE 6 SYNTHÈSE, RETOMBÉES ET PERSPECTIVES		
6.1	Synthèse du travail doctoral accompli	155
6.1.1	Résumé des objectifs et de la problématique.....	155
6.1.2	Résumé de la méthodologie	156
6.1.3	Synthèse des contributions et limitations de la thèse.....	157
6.1.3.1	Chapitre 2 : Article #1, «Modélisation éléments finis 2D axisymétrique versus 3D pour la prédiction de l'atténuation des bouchons dans des conduits auditifs rigides».....	158
6.1.3.2	Chapitre 3, Article #2 : Un modèle élément fini pour prédire l'atténuation d'un bouchon d'oreille dans une tête artificielle.....	159
6.1.3.3	Chapitre 4, Article #3 : Étude par modélisation éléments finis de la variabilité de l'atténuation des bouchons d'oreilles.....	160
6.1.3.4	Chapitre 5 : «Prise en compte des tissus constitutifs du conduit auditif via des conditions aux limites d'impédance mécanique».....	162
6.2	Retombées.....	163

6.2.1	Retombées scientifiques.....	163
6.2.2	Retombées technologiques.....	164
6.2.3	Retombées santé et sécurité au travail	164
6.3	Perspectives du travail	164
ANNEXE I	RÉSULTATS DÉTAILLÉS DE L'ANALYSE DE SENSIBILITÉ PRÉSENTÉE DANS LA SECTION 4.5.4 : PARTIE 1, BOUCHON SILICONE	167
ANNEXE II	RÉSULTATS DÉTAILLÉS DE L'ANALYSE DE SENSIBILITÉ PRÉSENTÉE DANS LA SECTION 4.5.4 : PARTIE 2, BOUCHON MOUSSE	169
	LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	171

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1-1 : Synthèse des principaux résultats de la littérature	31
Tableau 2-1 : Geometrical parameters of the different 3D EP-EC systems.....	47
Tableau 2-2 : Comparison between 2D and 3D models in terms of resolution time and number of degrees of freedom to solve a typical 3D and 2D EP-EC system.....	63
Tableau 3-1 : Range of values associated to the two sensitivity analyses performed on the model	81
Tableau 4-1 : Mechanical parameters of the external tissues domains used in the proposed FE model	119
Tableau 4-2 : Range of values associated to the eight sensitivity analyses performed on the FE model	121
Tableau A I-1: Effect of each mechanical parameter and interaction for a given solid domain around the mean predicted IL. Case of the CMEP.....	167
Tableau A II-1: Effect of each mechanical parameter and interaction for a given solid domain around the mean predicted IL. Case of the CLassic EP.....	169

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 0.1 :	Représentation schématique de l'appareil auditif humain, identification des différentes parties constitutives.9
Figure 0.2 :	Chemins de transmission en oreille ouverte, source de bruit externe.10
Figure 0.3 :	Chemins de transmission en oreille occluse, source de bruit externe.11
Figure 0.4 :	Chemins de transmission en oreille ouverte, source de bruit interne.12
Figure 0.5 :	Chemins de transmission en oreille occluse, source de bruit interne.13
Figure 0.6 :	Différents type de bouchons d'oreille disponibles sur le marché15
Figure 2.1 :	Schematic representation of the hypotheses used for the open EC FE models: (a) 3D model and (b) 2D axisymmetric model (constant or variable cross sections).42
Figure 2.2 :	Schematic representation of the hypotheses used for the occluded EC FE models: (a) 3D model and (b) 2D axisymmetric model (constant or variable cross sections).43
Figure 2.3 :	Adaptation of the complete lumped model of the IEC711 coupler and application to the 3D and the 2D axisymmetric models (open and occluded ear cases).....45
Figure 2.4 :	3D isometric views of the 15 EC geometries used in this work. See Table 2-1 for their key geometric parameters and figures 2.6(a) and 2.6(b) for the variation of their cross-sectional area along the z axis.....46
Figure 2.5 :	Overview of the six reconstruction methods used to recreate the equivalent 2D axisymmetric EP-EC geometries and based on the geometric parameters of the 3D reference model. For each method, the adjusted parameters (different in 2D and in 3D) are boxed.....49
Figure 2.6 :	Equivalent 2D axisymmetric radii associated to method 6 as a function of the distance from the eardrum along the EC axis of the different cross sections of each 3D EC (adapted from Stinson and Lawton, 1989).....51

Figure 2.7 :	Experimental setup used to validate the 2D axisymmetric model. (a) overview of the experimental setup (anechoic room side); (b) rigid panel inserted between the two rooms, with the EP inserted in the rigid EC and connected to the coupler (in the center of the panel); (c) Zoom on the EP-EC system connected to the IEC711 coupler; (d) rigid EC53
Figure 2.8 :	Comparisons between the predicted and the measured ILs for two EP-EC system configurations (two lengths for the EP and two lengths for the EC).55
Figure 2.9 :	Individual third octave band IL for 15 3D EP-EC models58
Figure 2.10 :	Comparison of the third octave band predicted ILs for the 3D reference model and the 2D axisymmetric models based on six different geometry reconstruction methods. (a): EP-EC 1, and (b): EP-EC 460
Figure 2.11 :	Geometric errors committed on each geometric parameter by using the different 2D axisymmetric geometry reconstruction methods62
Figure 2.12 :	Comparison of the third octave band IL averaged over the 15 EP-EC systems in 3D (reference) and for the 2D axisymmetric geometry reconstruction methods 1 and 264
Figure 2.13 :	Comparison of the third octave band IL averaged over the 15 EP-EC systems in 3D (reference) and for the 2D axisymmetric geometry reconstruction methods 2 and 365
Figure 2.14 :	Comparison of the third octave band IL averaged over the 15 EP-EC systems in 3D (reference) and for the 2D axisymmetric geometry reconstruction methods 5 and 665
Figure 3.1 :	Schematic representation of the open (top) and occluded (bottom) EC FE models76
Figure 3.2 :	Experimental setup use in order to validate the 2D axisymmetric FE model82
Figure 3.3 :	Comparisons between measured and simulated ILs. Top: 5.8 mm EP; Bottom: 8.5 mm EP84
Figure 3.4 :	Power spectra levels associated to the injected power, to the dissipated powers (for both the EP and the artificial skin), and to the power exchanged between the air cavity and the TM. Top: 5.8 mm EP. Bottom: 8.5 mm EP88

Figure 3.5 :	Ratio of powers (dissipated in the EP or in the artificial skin and exchanged between the air cavity and the TM) over the injected power (artificial skin + EP).....	89
Figure 3.6 :	Power spectra levels calculated at the interface between the EP and the artificial skin. Left: power spectra levels. Right: ratio of the exchanged power at the EP-artificial skin interface over the power injected to the EP + artificial skin by the excitation	91
Figure 3.7 :	Power balances in the air cavity. Top: 5.8 mm EP; bottom: 8.5 mm EP. Left part: power spectra levels corresponding to eq (7). Right part: ratio of each power exchanged over the total powers which flow in or out the air cavity, according to eqs (9) and (10).....	93
Figure 3.8 :	Mechanical fluxes in the EP/artificial skin and acoustical intensity vector in the air cavity for the two tested EP lengths. At each frequency: Top: 5.8 mm EP; Bottom 8.5 mm EP. The mechanical fluxes are superimposed on the picture of the displacement field contour plot and of the associated deformed state.	96
Figure 3.9 :	Results of the sensitivity analyses performed on both the EP (top) and the artificial skin (bottom) parameters.	99
Figure 4.1 :	Schematic representation of the open EC FE model.	111
Figure 4.2 :	Schematic representation of the occluded EC FE model, case of the CMEP.....	111
Figure 4.3 :	Schematic representation of the occluded EC FE model, case of the foam EP.....	112
Figure 4.4 :	Examples of different individual open EC geometries used to replace the average geometry presented in Figure 4.1.....	118
Figure 4.5 :	Octave bands mean REAT \pm SD (Berger (2013), Tufts et al. (2013)) VS bone conduction corrected ILs obtained with average 2D axisymmetric FE model. a) CMEP; b) Classic EP.....	124
Figure 4.6 :	Measured (mean \pm SD) and predicted third octave band IL (no leak, 0.2 mm and 0.5 mm diameter leaks). For the measured IL, the minimum and maximum IL are also represented in dashed lines. a) CMEP; b) Classic EP	127
Figure 4.7 :	Measured and predicted third octave band ILs (mean \pm SD) together with the minima and maxima. a) CMEP; b) Classic EP	130

Figure 4.8 :	Standard deviations related to the sensitivity analyses performed with the proposed FE model and for each solid domain of the system compared to standard deviation related to IL measurement on human subjects (Nélisse et al., 2014). a) CMEP; b) Classic EP133
Figure 5.1 :	Illustration des modèles «complet» et «simplifié» que l'on souhaite rendre équivalent dans leur prédictions du IL.....141
Figure 5.2 :	Illustration des relations forces/vitesses le long de la peau, dans la zone en contact avec le bouchon. Les vecteurs forces et vitesses représentés sur la partie droite de la figure sont donnés à titre d'illustration143
Figure 5.3 :	Comparaison des pertes par insertions (IL) prédites dans les configurations «complète» et «simplifiée» (1 ^{er} scénario) munie de la condition d'impédance mécanique relative aux tissus appliquée sur le pourtour du bouchon.....146
Figure 5.4 :	Illustration des modèles «complet» et «simplifié» du 2 ^{ème} scénario de remplacement envisagé148
Figure 5.5 :	Visualisation des zones où sont appliquées les conditions d'impédance mécanique visant à remplacer les parties tissus mous et os dans le modèle «simplifié» avec peau150
Figure 5-6 :	Comparaison des pertes par insertions (IL) prédites dans les configurations «complètes» et «simplifiées» avec peau + condition d'impédance mécanique relative aux tissus (2 ^{ème} scénario). À titre indicatif, sont représentés les ILs dans les 3 cas suivant : 1er scénario (conditions d'impédance sur le bouchon), cas intermédiaire où un encastrement est appliqué sur le pourtour de la peau, et cas où un encastrement est appliqué sur le pourtour du bouchon.151

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

ACA	Association canadienne d'acoustique
ASA	Acoustical Society of America
ANSI	American National Standards Institute
ASA	Acoustical Society of America
ASTM	American Society for Testing and Material
ATF	Acoustical tests fixtures
BEM	Boundary elements method
CMEP	Custom molded earplug
CSST	Commission de la santé et de la sécurité au travail
DMA	Dynamical mechanical analysis
DSP	Direction de la santé publique (Montréal)
EC	Ear canal
EP	Earplug
ÉREST	Équipe de recherche en sécurité du travail de l'ÉTS
ÉTS	École de technologie supérieure
FE	Finite elements
F-MIRE	Field microphone in the real ear
HATS	Head and torso simulator
HPD	Hearing protection device
HRTF	Head related transfer function
IEC	International electro-technical commission / Commission électro-technique international

XXVIII

IL	Insertion loss
IRSST	Institut de recherche Robert Sauvé en santé et sécurité du travail
ISO	International Organization for Standardization
NIOSH	National Institute for Occupational Safety and Health
OMS	Organisation mondiale de la santé
REAT	Real Ear Attenuation Threshold
SPL	Sound Pressure Level
SST	Santé et sécurité au travail
TM	Tympanic membrane

INTRODUCTION

Le présent mémoire est une thèse par articles intégrés dans le corps du document qui traite de la modélisation de l'atténuation des bouchons d'oreilles dans le contexte d'une transmission du son par voie aérienne.

L'introduction qui suit présente le contexte de l'étude, la problématique, les objectifs poursuivis par la thèse, la démarche de travail et enfin l'organisation du document.

0.1 Contexte

0.1.1 Le bruit au travail et la législation

La surexposition au bruit en milieu de travail a pour principale conséquence de dégrader le système auditif des travailleurs. Selon les statistiques disponibles (Vigneault, 2007), environ 500 000 travailleurs québécois sont exposés quotidiennement à des niveaux de bruits suffisamment élevés pouvant constituer un risque pour leur audition. À l'échelle nord-américaine, ce chiffre passe à 30 millions (National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH), 2006) et au niveau mondial, il est estimé entre 120 millions et 150 millions (Organisation mondiale de la santé (OMS), 2004). Pour la seule année 2013, ce sont 3 303 nouveaux cas de surdité professionnelle qui ont été reconnus et indemnisés par la CSST (Lamarche, Blouin *et al.*, 2014). Statistiquement, cela représente 67% des cas d'indemnisations, toutes maladies professionnelles confondues, ce qui en fait la maladie professionnelle numéro 1 au Québec. Sur la période 1993-2002, cela représente un coût global de 95 millions \$CAD (Girard, Picard *et al.*, 2007). Plusieurs professionnels en santé publique (Girard *et al.* (2007); Concha-Barrientos *et al.* (2004); Nelson *et al.* (2005)) s'accordent à dire que les conséquences d'un environnement de travail bruyant ne se limitent pas à la surdité professionnelle, mais provoquent d'autres effets sur la santé (stress, fatigue, nervosité) et augmentent le risque d'accident au travail. L'entrave à la communication entre travailleurs ou la mauvaise perception des signaux d'alarmes peuvent être citées comme

facteurs diminuant la sécurité au travail. Ce problème coûteux et touchant de nombreux travailleurs est donc considéré comme un problème de santé et sécurité au travail (SST) important.

En matière de législation, un employeur doit protéger un travailleur au-delà d'un niveau d'exposition maximum différent selon les pays. L'indicateur utilisé ($L_{Aeq,T}$) pour définir le niveau d'exposition maximum correspond au niveau de bruit équivalent pondéré sur une journée de huit heures de travail ($T=8h$). Ainsi, en Europe, la directive européenne 2003/10/CE fixe à 80 dB(A) le niveau $L_{Aeq,T}$ au-dessus duquel un employeur doit mettre des protecteurs auditifs individuels à la disposition des travailleurs. À partir de 85 dB(A), l'employeur doit veiller à ce que ces protecteurs soient effectivement utilisés. Au Canada, la plupart des provinces et territoires ont également adopté cette limite à 85 dB(A). Dans les administrations fédérales canadiennes, la limite autorisée est de 87 dB(A). Seul le Québec (Règlement sur la santé et la sécurité au travail du Québec, section XV : bruit, article 130 à 141) autorise un niveau $L_{Aeq,T}$ d'exposition maximum de 90 dB(A). Tous ces niveaux sont au-dessus des recommandations de l'OMS, qui préconise plutôt un niveau maximum de 75 dB(A) pour assurer complètement l'intégrité du système auditif des travailleurs.

0.1.2 L'utilisation des bouchons d'oreilles par les travailleurs : un incontournable du milieu industriel

Pour lutter contre le bruit au travail, un employeur peut envisager plusieurs moyens d'actions. Les solutions à privilégier consistent à diminuer le bruit à la source, en agissant au niveau même de sa conception. Par exemple, le bruit pourra être réduit en minimisant la taille des surfaces rayonnantes d'une machine. Le bruit peut également être réduit en agissant sur le chemin de propagation du son, en ayant recours à un encoffrement ou en insérant des panneaux acoustiques entre la source (machine bruyante) et le récepteur (travailleur). Même si ces solutions techniques s'avèrent souvent efficaces, la diversité des situations rencontrées en pratique peut impliquer un coût important et/ou un défi technologique de mise en œuvre (Voix (2006); Berger *et al.* (2003)) rendant la protection auditive individuelle la seule solution efficace à court terme. Celle-ci demeure la plus utilisée par les travailleurs pour des

raisons de faibles coûts et de facilité d'implantation. Elle existe principalement sous deux formes : les casques anti-bruit ou coquilles (reliées entre elles par un arceau) et les protections auditives intra-auriculaires (plus communément appelé «bouchons d'oreille»). En pratique, les bouchons d'oreilles ne sont pas toujours aussi efficaces et/ou adaptés que souhaités (Voix, 2006) et sont associés à des problématiques spécifiques exposées dans la section 0.3.

0.1.3 L'intégration de ce travail de doctorat dans le projet ETSPA2

Ce travail de doctorat s'insère dans un projet de recherche concerté (ETSPA2) associant l'ÉTS et l'IRSST qui s'intitule : «*Développement d'outils et de méthodes pour améliorer et mieux évaluer la protection auditive individuelle des travailleurs*». Ce projet comporte deux thématiques complémentaires:

- Thématique 1 : Le développement de méthodes de mesures terrains de l'atténuation des protecteurs
- Thématique 2 : Le développement d'outils de modélisation de l'atténuation des protecteurs auditifs. Cette thématique 2 comporte trois sous-thématiques associées à trois sujets de doctorats:
 - Thématique 2.1 : la modélisation de l'atténuation acoustique d'un bouchon d'oreille couplé au conduit auditif par transmission aérienne du son
 - Thématique 2.2 : la modélisation de l'atténuation acoustique de coquilles;
 - Thématique 2.3 : la modélisation de l'effet d'occlusion (conduction osseuse);

La présente thèse correspond à la thématique 2.1. Des transferts de connaissance ont été faits avec la thématique 2.3 par rapport à l'intégration des tissus constitutifs du conduit auditif (et des paramètres mécaniques associés) dans un modèle élément finis. Des échanges ont aussi été nombreux avec les chercheurs responsables des développements des méthodes de mesures de l'atténuation (thématique 1), en particulier sur l'utilisation de mesures de

l'atténuation sur sujets humains dans le but de valider une partie des modèles développés dans le cadre de cette thèse.

0.2 Problématique

D'une manière générale, les problèmes suivants, relatifs aux bouchons, à leur utilisation, ou à la mesure de leurs performances, sont couramment cités dans la littérature (Voix (2006); Berger *et al* (2003)) :

- Co-facteur de risque d'accidents de travail lié à la mauvaise entente des signaux d'alarmes;
- Communication entravée avec les collègues de travail;
- Caractère peu confortable des bouchons d'oreilles (effet d'occlusion et pression statique trop importante sur les parois du conduit auditif);
- Protection non-optimisée, le travailleur peut être sous ou surprotégé;
- Difficulté de protéger les personnes déjà atteintes par un problème auditif;
- Écarts important entre les mesures standardisées en laboratoire et les mesures terrains ainsi que la difficulté d'adapter les méthodes de mesures en laboratoire vers des mesures terrains, pourtant plus réaliste de la protection des travailleurs.

D'une manière plus spécifique, les sous sections suivantes s'intéressent à décrire ces différentes problématiques des bouchons d'oreilles, du point de vue de la conception, de la mesure de l'atténuation et de la connaissance des mécanismes régissant l'atténuation.

0.2.1 Les bouchons d'oreilles, un produit qui pourrait être amélioré

Les protecteurs auditifs sont en général conçus de manière empirique, ou à partir d'outils simplifiés existants comme des modèles de circuits électriques équivalents. Ces modèles s'avèrent rapides d'utilisation mais les hypothèses simplificatrices utilisées limitent leur domaine de validité (voir revue de littérature, chapitre 1). Des éléments tels que la représentation fidèle de la géométrie et des matériaux constituant le protecteur et le conduit

auditif ne sont pas pris en compte. Ces aspects physiques influent pourtant sur l'efficacité des bouchons et une meilleure connaissance des mécanismes impliqués dans l'atténuation du bruit par le bouchon lorsqu'il est couplé au conduit auditif permettrait d'en améliorer la conception.

0.2.2 Problématique associées à la mesure de l'atténuation des bouchons d'oreilles

La mesure de l'atténuation des bouchons peut se faire de plusieurs manières, impliquant différentes problématiques détaillées dans cette section. Elles peuvent être faites en laboratoire sur une tête artificielle instrumentée ou sur sujets humains ou encore *in situ* sur sujets humains. Ces méthodes de mesure peuvent être objectives ou subjectives. Une revue exhaustive de ces méthodes de mesures est documentée dans Berger *et al* (2003).

0.2.2.1 Les têtes artificielles instrumentées

Pour une mesure en laboratoire, une tête artificielle instrumentée (ATF pour *acoustical test fixture*) peut être utilisée. L'ATF présente le grand avantage de permettre de mesurer une atténuation sans avoir recours à un sujet humain. Elle consiste en une tête rigide acoustiquement parfois muni d'un torse (également rigide acoustiquement) et est équipée de conduits auditifs synthétiques cylindriques recouverts (dans les plus récents développements) d'une couche de silicone supposée reproduire le comportement de la peau dans le conduit auditif. Ces conduits auditifs synthétiques sont terminés par des coupleurs (standard IEC 60711 (2010)) qui reproduisent l'effet du tympan et d'une portion du conduit auditif. Le niveau de pression acoustique peut être mesuré grâce à ces coupleurs. La mesure d'atténuation, dans ce cas correspond à des pertes par insertion (IL pour *insertion loss*), c'est-à-dire que le niveau de pression acoustique est mesuré en oreille ouverte et occluse, la différence entre les deux niveaux de pression étant le IL (ANSI/ASA, 2010). Plusieurs études (Schroeter et Posselt (1986); Giguere et Kunov (1989); Berger *et al.* (2012)) ont mis en avant les différences importantes sur la mesure d'atténuation qui pouvaient être obtenues avec un tel système de mesures en comparaisons avec des mesures standardisées sur sujets humains. Il a été établi que l'accord (bon ou mauvais) entre mesures sur sujets humains et ATF dépend

fortement du type de bouchon considéré et du type d'ATF utilisé. Il a également été souligné par Giguere et Kunov (1989) que l'ajout de la peau artificielle avait un effet très important sur la mesure d'atténuation et qu'elle permettait d'en améliorer la qualité vis-à-vis de mesures sur sujets humains, même si des écarts existent encore. L'ajout d'une peau artificielle fait maintenant partie du standard fixant les exigences requises pour un ATF (ANSI/ASA, 2010). Cependant, si l'ATF reste le meilleur moyen de mesurer une atténuation sans impliquer des sujets humains et que son utilisation est documenté dans de nombreuses références, les mécanismes de transmission du son à travers ce système et le rôle de la peau artificielle sont encore mal connus. Une meilleure connaissance de ces mécanismes pourrait aider à expliquer la source des écarts cités ci-dessus. Un élément d'explication pourrait venir des propriétés dynamiques de la peau artificielle et un outil de modélisation dédié à cette configuration pourrait permettre de tester l'influence de ces propriétés.

0.2.2.2 La mesure sur sujets humains

Des études (Berger et al. (1996); Berger, (2000)) ont montré que l'atténuation *affichée* d'un protecteur par un manufacturier (issue d'une mesure en laboratoire) est significativement supérieure par rapport à une mesure effective en milieu de travail, correspondant à l'atténuation réelle du protecteur. Des travaux de recherche récents (Voix (2006); Nélisse *et al.* (2010)) ont souligné qu'un des facteurs pouvant expliquer ces écarts provient de la méthode de mesure la plus utilisée pour caractériser l'efficacité d'un protecteur. Cette méthode, dite REAT (Real Ear Attenuation at Threshold), est basée sur une mesure subjective réalisée en laboratoire. Elle consiste à mesurer la différence du seuil d'audition d'un sujet avec et sans protecteur en bandes d'octave (entre 125 et 8000 Hz). Cette méthode n'est pas objective car elle requiert l'évaluation subjective du seuil d'audition d'un individu et ne peut être mise en œuvre dans un environnement de travail réel. Ainsi, des méthodes de mesures terrains objectives et mieux adaptées sont nécessaires pour caractériser l'efficacité réelle d'un protecteur.

La méthode de mesure F-MIRE (Field- microphone in the real ear), développée par des membres de l'équipe «mesure» du projet ETSPA2 (Voix (2006); Voix et Laville (2009)) permet de déterminer l'efficacité d'un protecteur auditif *in situ*. Le niveau d'atténuation est obtenu de manière objective en mesurant la différence de niveaux sonores à l'extérieur et à l'intérieur du conduit auditif grâce à un doublet microphonique situé de part et d'autre du protecteur. Cette méthode est le pendant terrain de la méthode MIRE qui consiste en la même mesure, mais en laboratoire. Dans ce cas, l'indicateur d'atténuation est appelé NR (pour *noise reduction*). Une autre méthode de mesure, en laboratoire cette fois-ci, consiste en la mesure d'un IL, à l'instar de ce qui est fait sur tête artificielle (voir section ci-dessus).

Une part importante de la recherche sur les protecteurs auditifs est consacrée à établir des liens entre les différents indicateurs, REAT, NR et IL. Des questions relatives à la variation du niveau de pression acoustique dans le conduit occlus par rapport à la position du microphone interne (dans les cas F-MIRE et IL) sont posées par ces méthodes et pourrait être étudiées avec un outil de calcul prévisionnel du niveau de pression dans le conduit auditif.

En plus de la difficulté liée à l'obtention de liens entre ces différentes méthodes de mesures, il reste que, même pour des mesures en laboratoire, de très grandes variations de l'atténuation pour un même bouchon peuvent être obtenues. Des écarts de 26 dB entre sujets sont répertoriés par Berger (2013) pour un bouchon de type mousse, basés sur la compilation de données issues de 188 tests réalisés dans 29 laboratoires différents. Dans les tests réalisés par Nélisse *et al.* (2014), des écarts similaires, de l'ordre de 25 dB ont été obtenus pour un bouchon de type silicone et pour des mesures réalisées sur 29 sujets. Même si les causes de ces variations sont souvent citées dans la littérature - présence de fuites, différences inter-individuelles (géométrie du conduit auditif et propriétés mécaniques des tissus), profondeur d'insertion du bouchon – leur impact individuel sur l'atténuation est difficile à contrôler et à quantifier lors d'une mesure, puisqu'étant couplées par nature. Le recours à un modèle qui simulerait une atténuation réaliste, c'est-à-dire mesurable sur sujets humains, permettrait d'intégrer séparément ces différents facteurs pour en quantifier l'effet individuel et ainsi déterminer dans quelles zones fréquentielles où l'effet de ces facteurs est prédominant.

Cette recherche porte sur la modélisation de l'atténuation du bouchon en lien avec la transmission aérienne du son pour des sources de bruit externes (par opposition à la propagation solidienne du son par les os et aux sources de bruits internes). Cependant, pour avoir une vision globale du système physique et pour pouvoir distinguer les différents chemins de propagation dans un modèle, il est nécessaire de connaître la manière dont le son se transmet via le conduit auditif jusqu'au tympan dans les configurations suivantes : sources de bruits internes ou externes, en propagation aérienne ou solidienne et en oreille ouverte ou occluse par un protecteur. Ceci est l'objet de la prochaine section qui aborde les problématiques liées à la modélisation du conduit auditif.

0.2.3 La nature complexe des chemins de transmission acoustique mis en jeux dans l'oreille externe

Les différents chemins et mode de propagation du son dans l'oreille sont complexes. La Figure 0.1 représente schématiquement un appareil auditif humain et permettra au lecteur d'en identifier les différentes parties. L'oreille externe, composée du pavillon et du conduit auditif, permet la propagation des ondes acoustiques à la manière d'un guide d'onde. Le conduit auditif est constitué d'un assemblage de peau, d'os et de cartilage. Il est couplé à l'oreille moyenne via la membrane tympanique. La mise en vibration de la membrane tympanique va permettre une transmission de l'énergie acoustique sous forme d'énergie mécanique à l'oreille moyenne (chaines des osselets), puis le son sera transmis dans l'oreille interne à la cochlée via la fenêtre ovale. La cochlée va permettre la transmission du son jusqu'au cerveau via un réseau de neurones sous la forme d'un signal électrique (codage tonotopique). Il est à noter que dans le cadre de cette thèse, le modèle se limitera à la partie externe de l'oreille, à savoir le conduit auditif couplé au tympan.

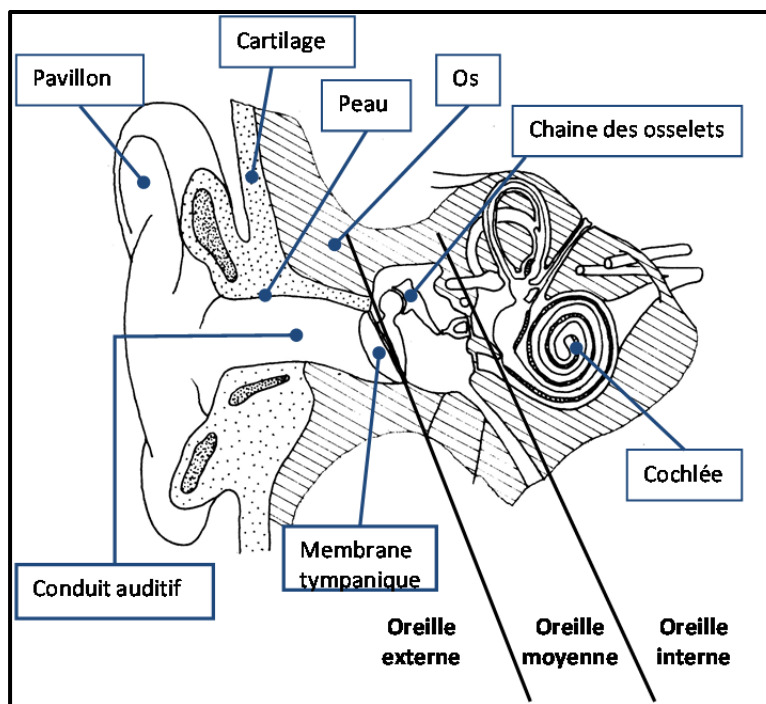


Figure 0.1 : Représentation schématique de l'appareil auditif humain, identification des différentes parties constitutives.

Deux types de sources de bruit peuvent être perçus par une personne : les sources de bruits externes et les sources de bruit internes. Le premier cas (sources externes, Figures 0.2 et 0.3) correspond à des sources de bruits extérieures perçus par l'appareil auditif (machines, environnement extérieur bruyant, etc...). Le deuxième cas (sources internes, Figures 0.4 et 0.5) correspond à la perception de sources de bruits physiologiques (c'est-à-dire interne au corps humain, notre propre voix par exemple). Dans les deux cas, les phénomènes physiques intervenant sont de nature acoustique (conduction aérienne), vibratoire (conduction solidienne par les os), ou vibro-acoustique lorsque les phénomènes sont couplés.

Pour des sources de bruit externes et lorsque l'oreille est ouverte, la conduction aérienne résulte logiquement de la propagation du son dans le conduit auditif externe. Ce son est ensuite transmis à la cochlée dans l'oreille interne via le tympan et l'oreille moyenne (Figure 0.2 en trait plein). Pour des raisons de clarté la conduction osseuse a volontairement été simplifiée sur les Figures 0.2 et 0.3. Elle résulte de la mise en vibration de la partie osseuse

du système auditif, directement transmise à l'oreille interne (Figure 0.2 en trait pointillé). Par rapport à ce chemin «direct» de transmission osseuse, Tonndorf, (1972) a identifié les deux principaux mécanismes suivants: (i) les ondes de compression élastique de la partie osseuse du système auditif, (ii) l'inertie due au mouvement de la chaîne des osselets dans l'oreille moyenne et du liquide contenu dans la cochlée. À ce chemin de transmission osseux «directe» s'ajoute un autre chemin, «indirect» résultant de l'excitation par voie externe des tissus qui vont ensuite rayonner acoustiquement dans le conduit auditif.

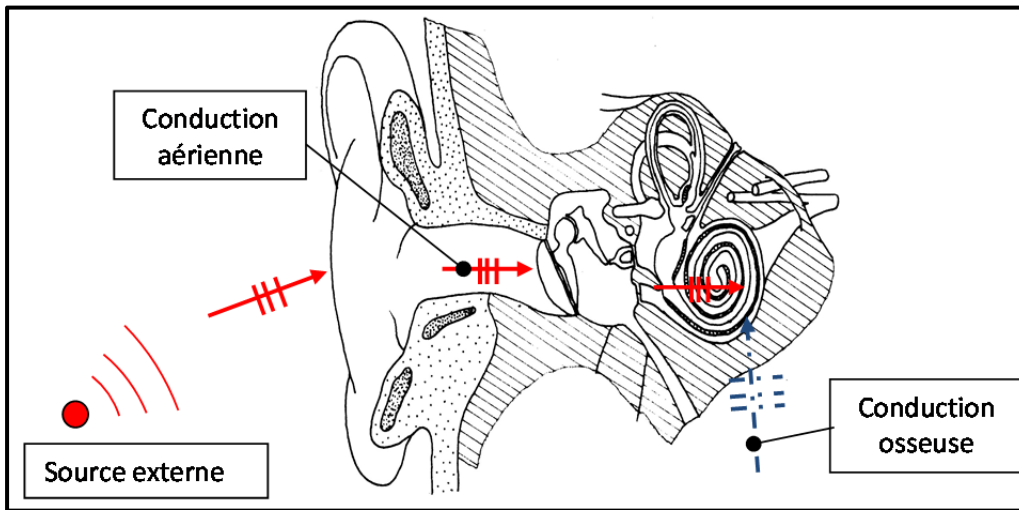


Figure 0.2 : Chemins de transmission en oreille ouverte, source de bruit externe.

Si l'oreille est occluse et pour des sources de bruit externes, la conduction aérienne est fonction de l'étanchéité du protecteur (fuite d'air entre le bouchon et le conduit auditif, représenté en trait plein sur la Figure 0.2). La mise en vibration du protecteur (conduction solidienne) va engendrer un rayonnement acoustique de celui-ci dans le conduit auditif et jusqu'au tympan. Ce rayonnement est à la fois lié au mode de corps rigide du bouchon (i.e. le bouchon se déplace dans un mouvement «d'ensemble», sans se déformer) et aux modes de vibrations élastiques du bouchon (i.e. la mise en vibration entraîne une déformation du bouchon qui va rayonner acoustiquement dans le conduit auditif). À cela s'ajoute aussi un chemin de transmission lié à la mise en vibration de la peau et des tissus par le bouchon ou par la source externe qui peuvent re-rayonner de l'énergie acoustique dans le conduit auditif.

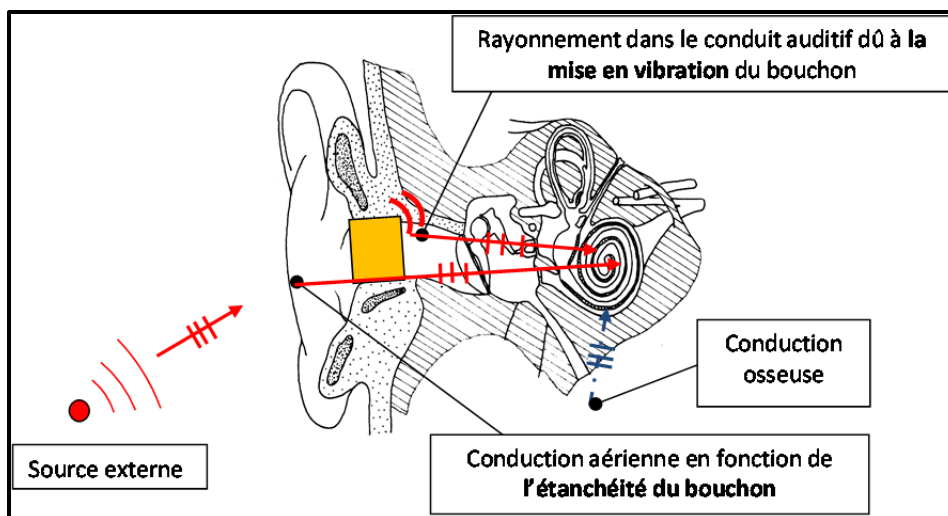


Figure 0.3 : Chemins de transmission en oreille occluse, source de bruit externe

Lorsque les sources de bruits sont internes (bruits physiologiques, voix) et pour une oreille ouverte (Figure 0.4), Békésy (1949), puis Tonndorf (1972) ont identifié deux types de conceptions. La conduction se fait de manière directe à la cochlée, puis de manière indirecte, c'est-à-dire par rayonnement des tissus constitutifs du conduit auditif. Dans ce dernier cas, une partie du son est réémise vers l'extérieur. En présence de bruits industriels, ce mode de transmission est peu perceptible par rapport aux sources de bruit externes (effet de masquage), mais va avoir une importance en oreille occluse.

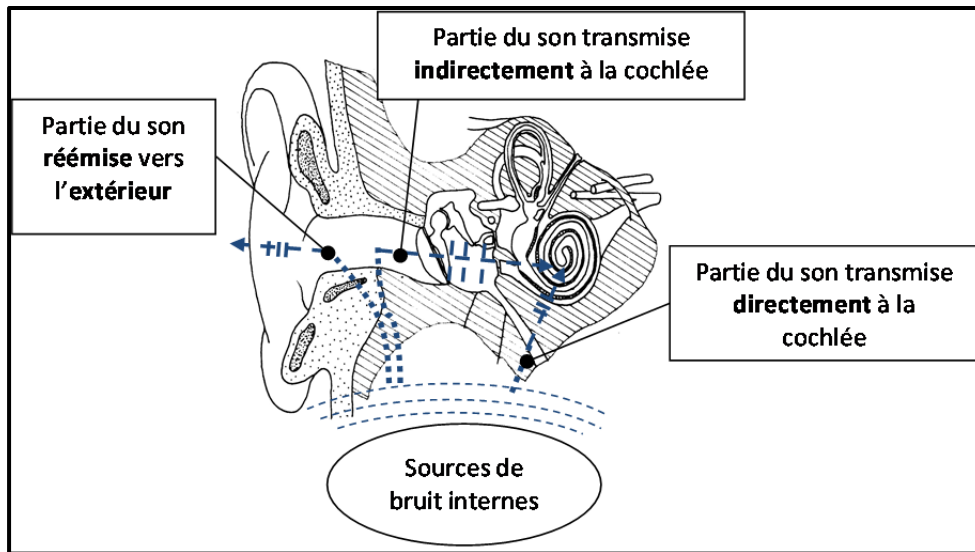


Figure 0.4 : Chemins de transmission en oreille ouverte, sources de bruit interne.

Lorsque l'oreille est occluse et pour de sources de bruit interne, la partie du son normalement réémise vers l'extérieur se retrouve réfléchi par le protecteur à l'intérieur du conduit auditif (Figure 0.5). De plus, l'énergie transmise au conduit augmente également du fait de la plus grande impédance du conduit lorsqu'il est occlus (Brummund *et al.*, 2014). Cela provoque une sensation désagréable liée à la perception renforcée des sources de bruits physiologiques. Ce phénomène, nommé « effet d'occlusion », se trouve expliqué dans de nombreuses références (Bekesy (1949); Tonndorf (1972); Stenfelt et Reinfeldt (2007); Brummund *et al.* (2014)). Le protecteur atténuant grandement la perception de sources de bruit externe, la perception des sources de bruits internes par le porteur de protections se trouve augmentée, particulièrement en basse fréquence et notamment sa propre voix (environ de 10 à 20 dB, jusqu'à 2 kHz, Hansen et Stinson (1998)). L'effet d'occlusion représente un aspect important du confort des protecteurs directement liés à la géométrie ou aux matériaux du protecteur.

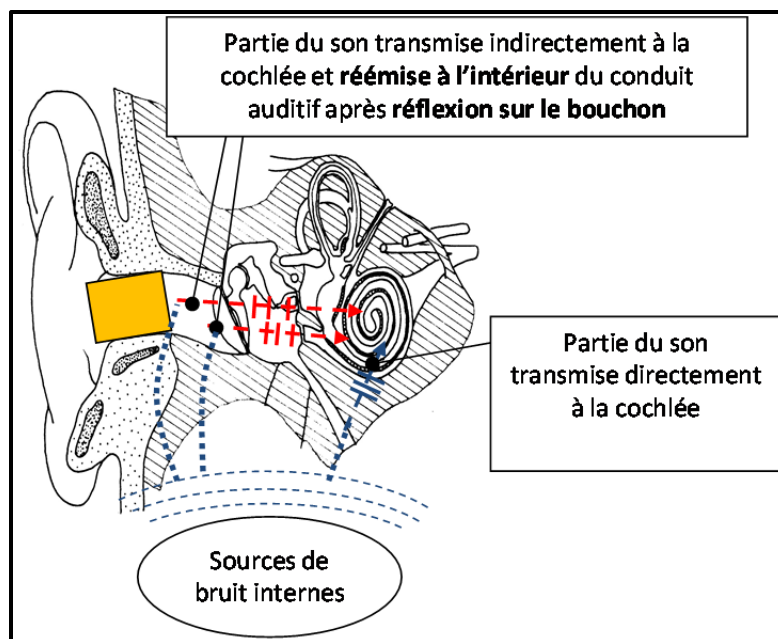


Figure 0.5 : Chemins de transmission en oreille occluse, source de bruits interne. Source : Le Cocq (2010), adaptée avec la permission de l'auteur

Les différents chemins de propagation ont été introduits dans les cas occlus et non occlus par un protecteur, pour des sources de bruits externes et internes. Cela montre que de modéliser un tel système amène certaines complexités liées aux différents mécanismes mis en jeux et aux contributions relatives de chaque chemin de propagation. L'avantage d'avoir recours à la modélisation est de pouvoir «identifier» et d'étudier ces différentes contributions séparément par rapport à un contexte de mesures *in situ*, évidemment plus réaliste, mais où cette «identification» est moins évidente.

Pour aborder ces problématiques, le recours à un modèle fin de transmission du son à travers le système bouchon-conduit auditif permettrait d'investiguer des pistes d'amélioration pour la conception acoustique des bouchons. En plus de pouvoir en apprendre plus sur les contributions relatives à chacun des chemins de propagation du son dans le cas de la transmission aérienne, cet outil de calcul prévisionnel de l'atténuation, validé par un banc de test ou par des mesures sur sujets humains, pourrait être utilisé pour réaliser des analyses de sensibilité sur les paramètres mécaniques et géométriques du bouchon pour en améliorer la

conception. Ce modèle pourrait également être utilisé pour proposer des pistes d'explications relatives aux différents facteurs qui entraînent des variations de l'atténuation dans une configuration type ATF ou proche d'un sujet humain.

Les questions sous-jacentes au développement d'un tel modèle sont multiples. De quel degré de finesse de modélisation a-t-on besoin pour représenter fidèlement le comportement physique du bouchon inséré dans le conduit auditif? Quelles hypothèses géométriques et physiques simplificatrices peuvent être retenues et quelles en sont les limites fréquentielles? Si ces questions ont trouvé des réponses dans le cas de l'oreille ouverte (voir revue de littérature, sections 1.1.1 et 1.1.2), montrant que l'hypothèse de description géométrique 2D axisymétrique du conduit auditif est suffisante pour prévoir le champ de pression interne jusqu'à 6 kHz, qu'en est-il dans le cas de l'oreille occluse? Un autre aspect important de la modélisation est lié à la nécessité ou non de l'intégration des tissus constitutifs du conduit auditif. Est-ce que des conditions aux limites «classiques¹» suffiraient à prendre en compte ce couplage entre le bouchon et les tissus? Est-ce qu'une modélisation fine de la propagation à travers les tissus constitutifs du conduit auditif pourrait s'inclure dans un modèle simplifié sous forme de condition aux limites mécaniques? À ces questions s'ajoutent les difficultés liées à la méconnaissance des paramètres matériaux et des lois de comportement à utiliser pour les tissus et le bouchons. La question de l'état de déformation statique potentiel du bouchon et de la peau au niveau du contact est ouverte.

0.2.4 La variabilité des modèles de bouchons d'oreilles disponibles sur le marché

Le principe d'utilisation des bouchons d'oreilles est le suivant : il s'agit d'insérer un matériau isolant dans le conduit auditif pour isoler du bruit extérieur. Un défi associé à la modélisation de protecteurs auditifs de type bouchons est lié à la variabilité des produits disponibles sur le marché. Une liste détaillée des catégories de bouchons existants est disponible dans le livre de Berger (*noise manual*, (2003) chapitre 10, p 384 à 391 (Berger et al., 2003)) et le site

¹ Type encastrement ou glissement

internet du NIOSH recense environ 170 modèles disponibles sur le marché. La Figure 0.6 illustre cette diversité en présentant différents modèles représentatifs du marché. On se limite ici aux modèles passifs de bouchon d'oreille, c'est-à-dire qui n'intègre pas d'éléments électroniques comme les bouchons dits actifs. Le matériau isolant utilisé peut être un matériau viscoélastique type silicone (1), un thermoplastique plus rigide (2, 3 et 7) ou plus souple (6), ou encore un matériau poreux à cellules fermées (qui, contrairement aux matériaux acoustiques absorbant à cellules ouvertes habituellement utilisés dans le bâtiment, ont une densité plus importante), comme une mousse à compresser préalablement avant insertion (4, 5 et 8), faites de polychlorure de vinyle (PVC, 4) ou de polyuréthane (PU, 5). Au niveau géométrique, le bouchon peut être préformé de manière standard (2 à 8) ou moulé individuellement (1). Pour ce dernier type de bouchon «individualisé», le confort physique est nettement amélioré par rapport aux bouchons produits «en masse», mais leur coût plus élevé rend leur utilisation moins répandue. Les bouchons préformés peuvent être «monobloc» (1, 4, 5 et 8), ou montés sur tige (2, 3 6 et 7). La géométrie peut être cylindrique (4), hémisphérique (7), conique (5 et 8), ou en forme de sapin à 1 branche (2) ou 3 branches (3).

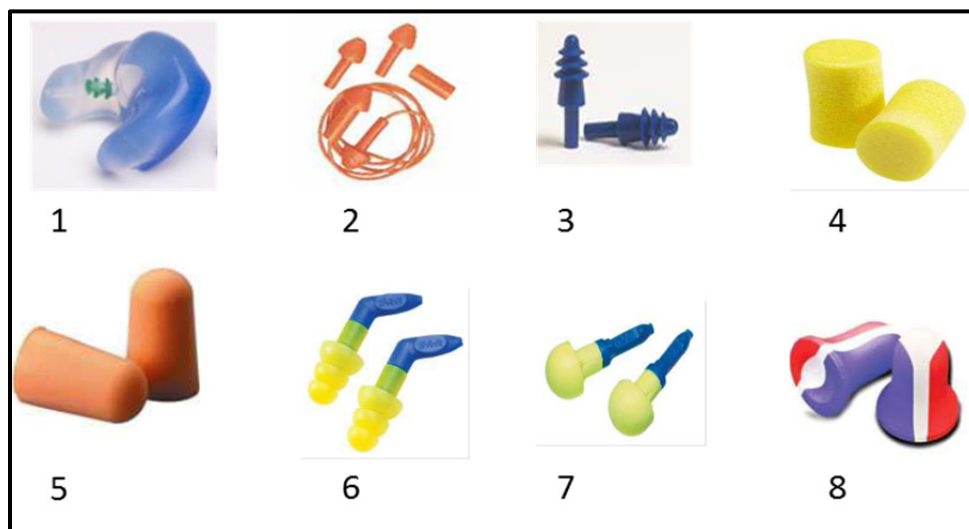


Figure 0.6 : Différents type de bouchons d'oreille disponibles sur le marché, 1) Sonocustom (V3) de Sonomax; 2) RD1 de Tasco Corporation; 3) Air soft de Howard Leight;

- 4) Classic de E.A.R; 5) Foam de E.A.R; 6) Ultra fit 27 de E.A.R;
7) Push-ins de E.A.R.; 8) Laser lite de Howard leight

Ces nombreuses variations de bouchons utilisés en milieu de travail impliquent l'utilisation dans le modèle numérique de lois de comportement variées, des caractéristiques de matériaux et de géométries différentes. Cela pose la question des hypothèses simplificatrices pouvant être retenues pour simuler le comportement mécano-acoustique du bouchon et implique un choix à faire pour le type de bouchons à utiliser dans un modèle, pour être représentatif du marché tout en limitant le nombre de bouchons retenus.

0.3 Objectifs de la thèse

0.3.1 Objectif principal

L'objectif principal poursuivi par ce projet de recherche est de contribuer à la meilleure compréhension de la physique du problème de transmission acoustique à travers le système protecteur (bouchon) / conduit auditif, pour améliorer la conception du bouchon et contribuer à une meilleure évaluation de leur efficacité et donc améliorer in fine la protection des travailleurs. Cet objectif peut se décliner en trois objectifs spécifiques.

0.3.2 Objectifs spécifiques

- 1) Développer des outils de calculs prévisionnels (modèles numériques élément finis) pour simuler l'atténuation d'un bouchon d'oreille couplé au conduit auditif. En fonction de l'exploitation que l'on veut faire du modèle et dans le but d'alléger justement cette phase d'exploitation, différentes configurations de modèles intégrant plus ou moins de complexités géométriques (conduit 2D axisymétrique ou 3D) et/ou physiques (intégration ou non des tissus constitutifs du conduit auditif) peuvent être retenues. Un aspect important de cet objectif spécifique est d'étudier la pertinence et les limitations associées à ces différentes simplifications. Il s'agit plus spécifiquement de :

- 1.1 Étudier la pertinence d’avoir recours à une hypothèse de description géométrique 2D axisymétrique du conduit auditif à la place d’une géométrie réaliste en 3D;
 - 1.2 Étudier la pertinence d’intégrer les tissus constitutifs du conduit auditif (peau, os et cartilage) par rapport à l’utilisation d’une condition aux limites classique type encastrement ou une condition d’impédance mécanique;
- 2) Valider les outils de calculs prévisionnels développés dans le cadre de l’objectif spécifique 1 en concevant et en utilisant des bancs d’essais. Cet aspect de validation se fait aussi via des comparaisons avec des mesures sur sujets humains issues de la littérature ou du projet ETSPA2.
- 3) Exploiter les modèles pour :
- 3.1 Étudier le comportement acoustique du système bouchon + peau artificielle, cette dernière étant présente dans les têtes artificielles instrumentées souvent utilisées en pratique pour mesurer l’atténuation des bouchons;
 - 3.2 Investiguer séparément l’effet de différents facteurs responsables de la variabilité de l’atténuation du bouchon mesurée sur des sujets humains (fuites, profondeur d’insertion, variations géométriques, variations des propriétés mécaniques des tissus et du bouchon);
 - 3.3 Supporter le développement de la méthode de mesure F-MIRE en regardant la sensibilité du modèle par rapport à la position du microphone le long du conduit auditif.

0.4 Démarche de travail et organisation du document

Le but de cette section est de présenter un aperçu de la méthodologie de travail utilisée pour atteindre les objectifs présentés à la section précédente. Cela permet d’introduire le contenu des différents chapitres présentés dans la thèse. À cela s’ajoute une section qui concerne certaines hypothèses simplificatrices qui ont été utilisées pour la modélisation.

0.4.1 Méthodologie et structure de la thèse

Les éléments évoqués dans la problématique (section 0.2) correspondent souvent à des questions complexes et couplées. Pour pouvoir étudier spécifiquement certains aspects, des choix peuvent être faits concernant les configurations géométriques et physiques du modèle, dans l'esprit d'une intégration progressive de complexités physiques et ou géométrique du conduit auditif, pour développer pas à pas à un outil prédictif de l'atténuation réaliste. Ce sont autour de ces choix de complexifications du modèle que s'articulent les 3 articles qui constituent les chapitres 2, 3 et 4 et le chapitre additionnel n°5 présentés dans ce document. Le chapitre 1 est consacré à la revue de littérature et le chapitre 6 présente une synthèse des résultats, les retombées et les perspectives. Le contenu de chacun de ces 6 chapitres est présenté dans les 6 sous-sections qui suivent.

0.4.1.1 Chapitre 1 – État de l'art sur la modélisation du conduit auditif ouvert ou occlus par un bouchon d'oreille

Ce chapitre 1 présente l'état de l'art sur les différents modèles numérique ou analytique de conduit auditif occlus ou non par un protecteur. Les résultats associés à ces différents modèles sont présentés de même que leurs avantages et limitations respectives. L'attention est également portée sur la manière dont le couplage entre la peau et le bouchon d'oreille a été pris en compte du point de vue de la modélisation. Ce chapitre se conclut par une synthèse des différents résultats issus de la littérature pour mieux comprendre les lacunes qui restent à combler pour faire progresser la recherche dans le domaine.

0.4.1.2 Chapitre 2 - Article n° 1 : Modélisation éléments finis 2D axisymétrique versus 3D pour la prédiction de l'atténuation des bouchons dans des conduits auditifs rigides.

Ce chapitre 2 est constitué par un article publié en anglais dans la revue *Journal of the Acoustical Society of America* sous le titre «*Axisymmetric Versus Three-dimensional Finite Element Models for Predicting the Attenuation of Earplugs in Rigid Walled Ear Canals*».

Dans ce chapitre, pour écarter les questions liées à l'intégration des tissus constitutifs du conduit auditif, un modèle avec parois rigides est considéré. Cette simplification permet de se concentrer sur l'aspect géométrique seul du conduit auditif qui est étudié à travers la question de la validité de l'hypothèse 2D axisymétrique pour décrire géométriquement le conduit auditif occlus (objectif spécifique 1.1). L'une des questions à laquelle on souhaite répondre est la suivante : quelles méthodes de reconstruction géométriques d'un conduit auditif en 2D axisymétrique à partir de caractéristiques d'un conduit auditif tridimensionnel (3D) permettent de prédire des atténuations comparables? Le classement de ces méthodes se fait via des comparaisons individuelles et collectives (moyennée sur un groupe d'individus) de prédictions l'atténuation à partir de modèles 3D et 2D axisymétrique. Les résultats de simulations permettent également d'établir des parallèles entre forme géométrique du conduit et valeurs d'atténuations prédites, pour étudier l'influence de la géométrie du conduit sur son atténuation (objectif principale). Ce modèle est validé via un banc de test dédié consistant en un conduit auditif rigide inséré dans un baffle rigide. Les limitations liées à la forte hypothèse de rigidité du conduit y sont également discutés.

0.4.1.3 Chapitre 3 - Article n°2 : Un modèle élément fini pour prédire l'atténuation d'un bouchon d'oreille dans une tête artificielle

Ce chapitre 3 est constitué par un article publié en anglais dans la revue *Journal of the acoustical society of America* sous le titre «*A finite element model to predict the sound attenuation of earplugs in an acoustical test fixture*».

Dans ce chapitre, une complexité physique liée à l'introduction d'une couche de peau à la place de la condition aux limites de rigidité utilisée précédemment est faite. Cela répond partiellement à l'objectif spécifique 1.2 qui porte sur la pertinence de l'intégration des tissus dans le modèle. Dans l'esprit d'intégrer progressivement les complexités dans le modèle, seul la couche de peau est considérée comme tissus en première approximation et dans une configuration 2D axisymétrique cylindrique dont la pertinence a été étudiée dans l'article précédent. Cette configuration géométrique unique permet d'éliminer les problématiques liées aux variations géométriques du conduit auditif pour se concentrer sur l'effet de la peau.

De plus, cette configuration est très proche de celle des conduits auditifs synthétiques présents dans les têtes artificielles instrumentées, dont les problématiques ont été évoquées à la section 0.2.2.1. Le modèle est dans un premier temps validé avec des mesures faites sur tête artificielle (objectif spécifique 2). Ensuite, pour répondre à l'objectif spécifique 3.1 sur la contribution et le rôle de la peau artificielle, l'étude de cette configuration permet de répondre aux problématiques liées à la variabilité des mesures obtenues lors d'une mesure avec tête artificielle. Le rôle de la peau et les échanges d'énergie en général dans le système sont étudiés via des calculs de bilan de puissances et de flux acoustiques et mécaniques, permettant de quantifier la contribution des différents chemins de propagation dans le système. Finalement, la sensibilité du modèle par rapport à la variation des paramètres mécaniques et géométriques de la peau artificielle et du bouchon est testée par méthode statistique. La principale limitation de cette configuration provient du fait qu'elle correspond à un cas géométrique unique et qu'elle n'intègre pas les autres tissus du conduit auditif, ce qui est l'objet de la section suivante.

0.4.1.4 Chapitre 4 - Article n°3 : Étude par modélisation éléments finis de la variabilité de l'atténuation des bouchons d'oreilles

Ce chapitre 4 est constitué par un article publié en anglais dans la revue *Applied Acoustic* sous le titre «*A finite element model of the ear canal occluded by an earplug to investigate the variability in the attenuation measurements*».

Dans ce chapitre, la configuration retenue est un modèle 2D axisymétrique moyen à section variable (basé sur des données géométrique issues de 14 conduits auditifs), intégrant les différents tissus constitutifs du conduit auditif (peau, tissus mous et os). Cette configuration a pu être définie en fonction des éléments de recherche trouvés auparavant dans les articles précédents. Ce modèle intègre donc une complexité physiques additionnelles par rapport au cas précédent (utilisation des autres tissus) mais aussi partiellement géométrique puisque le modèle utilisé est, certes en 2D axisymétrique, mais avec des sections variables qui reflètent une certaine complexité géométrique déjà étudiée dans l'article 1. Le but est d'évaluer le potentiel d'un modèle moyen du conduit auditif pour prédire des atténuations réalistes

(objectif spécifique 1). Cette configuration fait l'objet d'une validation via des comparaisons avec des mesures réalisées sur sujets humains (objectif spécifique 2). Le modèle est ensuite exploité pour quantifier l'effet relatif à l'introduction de plusieurs facteurs responsables de faire varier l'atténuation en mesures (objectif spécifique 3.2) tels que les variations géométriques et des propriétés mécaniques (pour les tissus et le bouchon), l'effet des fuites et l'effet de la profondeur d'insertion. L'idée générale est faire varier une à une ces différentes source de variations, de quantifier leur impact sur l'atténuation et de comparer les résultats par rapport à des déviations standards obtenues en mesures pour évaluer la prédominance des facteurs en fonction de la zone fréquentielle. Cette dernière configuration, qui a permis d'obtenir le meilleur degré de réalisme est donc exploité dans cette article pour en démontrer le potentiel. Les limites relatives à l'utilisation d'un modèle moyen sont aussi discutées.

0.4.1.5 Chapitre 5 : Prise en compte des tissus constitutifs du conduit auditif via des conditions aux limites d'impédances mécaniques

Ce chapitre 5 constitue la présentation d'un travail s'intégrant dans une volonté de simplification des modèles, dans le but d'en alléger l'exploitation qui peut s'avérer coûteuse dans le cas d'analyses statistiques. Une méthode originale a été envisagée pour remplacer les tissus constitutifs du conduit auditif utilisé dans le cadre de l'article 3 par des conditions aux limites dites d'impédance mécanique qui pourrait être utilisées alternativement aux conditions aux limites plus classiques présentes dans les modèles développées dans le cadre des article 1 et 2 (objectif spécifique 1.2).

L'idée est d'utiliser le modèle complet, c'est-à-dire avec les tissus, pour calculer des impédances mécaniques (relation forces-vitesses) représentatives de leurs effets à différents interfaces du modèle et de les intégrer en tant que condition aux limites dans un modèle simplifié. L'atténuation du bouchon est ensuite simuler par les deux modèles, complet (avec tissus) et simplifié (avec conditions aux limites), puis comparer pour valider la prédiction faite par le modèle simplifié. La relation qui relie les forces et vitesses à une interface donnée s'exprime par une matrice contenant un grand nombre de termes dont la possible simplification a été évaluée. Deux scénarii de remplacement des tissus ont été testés dans des

configurations axisymétriques en première approximation. Dans un premier scénario (modèle proche de l'article 1), les effets de tous les tissus (peau, tissus mou et os) ont été ramenés à une impédance mécanique. Dans ce cas la méthode a donné des résultats numériques satisfaisant, dans le sens où les atténuations prédites par les modèles complet et simplifié ont pu converger, mais certaines limitations détaillées dans le chapitre et dont la principale est le caractère limitatif de l'excitation qui peut être imposé seulement sur le bouchon à l'entrée du modèle, n'ont pas permis d'aboutir à des prédictions d'atténuations réalistes. Un deuxième scénario, un peu moins simplifié, où seul la partie osseuse et les tissus mous sont remplacés pour les prendre en compte en tant que condition aux limites dans un modèle proche de celui développé dans l'article 2 (conduit auditif + peau) a alors été envisagé. Il a permis de corriger les limitations du premier scénario et a permis d'aboutir à plus de réalisme, c'est-à-dire des prédictions plus proches de celles obtenues dans le cadre de l'article 3. Ces tests ont été réalisés sur une configuration géométrique unique qui ne permet pas encore, dans l'état actuel, de généraliser la validation de la méthode qui pourrait, dans des travaux futurs, être étendue à des modèles en 3D ou à des modèles 2D axisymétriques à section variable.

0.4.1.6 Chapitre 6 : Synthèse, retombées et perspectives

Ce chapitre 6 permet de conclure sur le travail effectué pendant cette thèse. Étant donné le format du document, une thèse par articles, une synthèse de tous les résultats obtenus incluant les limitations du travail est d'abord présentée en lien avec un rappel des objectifs et des principales questions de recherche associées. Puis, un bilan général des retombées scientifiques et technologiques de cette thèse est dressé. Enfin, les différentes perspectives de travail possible pour des recherches futures sont données.

0.4.2 Hypothèses simplificatrices utilisées pour l'ensemble des modèles développés

Plusieurs hypothèses simplificatrices sont retenues pour les modèles. Elles sont détaillées dans chaque article et sont sommairement présentées ici :

- La présence du pavillon, de la tête et du torse et leurs effets possible sur le champ acoustique excitateur sont négligés. Dans le modèle, ces éléments sont remplacés par une hypothèse de baffle rigide, qui permet de simplifier considérablement les calculs. Au regard des faibles dimensions du bouchon, on suppose que le champ acoustique excitateur est uniforme (pression bloquée). Cette hypothèse vient également du fait que l'on cherche à calculer une atténuation et donc une différence de niveau de pression où l'on suppose que les effets de ces éléments (tête, torse et pavillon) vont être les mêmes dans les deux cas –ouvert et occlus - et donc s'annuler. Des éléments de réponse sont apportés dans le cadre de la validation expérimentale du modèle faite dans l'article 2.
- Le bouchon est supposé être en contact parfait avec les tissus (sauf exception lorsque les fuites sont considérés). En d'autres termes, il est supposé qu'une fois inséré, le bouchon se déforme en suivant la forme des parois du conduit auditif. Cette hypothèse paraît raisonnable dans le cas de bouchons moulés sur mesure ou pour des bouchons en mousse relativement mou. Des précisions sur les hypothèses faites sur les paramètres matériaux des bouchons sont données au cours des chapitres.
- La conduction par voie osseuse est négligée. Au besoin, elle peut être introduite via des facteurs de corrections issues de la norme ANSI/ASA S12.42 (2010).

Dans le cadre des articles 1 et 2 et du chapitre additionnel seul un bouchon type silicone moulé sur mesure a été testé (bouchon n°1 sur la Figure 0.6). Dans le cadre de l'article 3, en plus du bouchon en silicone, un bouchon de type mousse (n°4 sur la Figure 0.6) a fait l'objet de l'étude. Ces choix ont été faits pour deux raisons. Premièrement les propriétés mécaniques de ces deux types de bouchons sont documentées ou on fait l'objet d'une caractérisation. Deuxièmement, ils correspondent aux bouchons testés par l'équipe «mesure» du projet ETSPA2 (voir section 0.1.3). Des comparaisons des atténuations prédites seront alors possibles dont les mesures d'atténuation et donc pour avoir des données de comparaisons issues du même type de bouchon.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE SUR LA MODELISATION DU CONDUIT AUDITIF OUVERT OU OCCLUS PAR UN BOUCHON D'OREILLE

L'état de l'art sur la modélisation du conduit auditif occlus ou non par un protecteur est subdivisé en trois parties complémentaires : la modélisation du conduit auditif ouvert (non occlus par un bouchon), la modélisation du conduit auditif occlus par un bouchon et la modélisation du couplage entre le bouchon et le conduit auditif. Enfin, un bilan de cet état de l'art est présenté pour situer l'originalité du travail de recherche proposé.

1.1 Modélisation du conduit auditif ouvert

De nombreux chercheurs se sont intéressés à la modélisation du conduit auditif ouvert éventuellement couplé à l'oreille moyenne, à la tête et au torse. Parmi ces travaux, se distinguent les méthodes analytiques et les méthodes numériques.

1.1.1 Modèles analytiques du conduit auditif ouvert

Shaw et Stinson (1983) et Stinson et Lawton (1989) ont proposé plusieurs approches pour prévoir le champ de pression dans un conduit auditif. Tout d'abord, ils ont proposé un modèle de circuit électrique équivalent pour calculer la pression acoustique au tympan et étudier l'effet de la géométrie du canal auditif sur le champ de pression. En accord avec des travaux plus anciens (Wiener et Ross, 1946), ils ont conclu que la géométrie du canal auditif pouvait dans un modèle être assimilé à un cylindre uniforme en basse fréquence (typiquement jusqu'à 5-6 kHz). Au-delà, ils ont trouvé que la curvilinearité et la variation de section du conduit auditif avait une influence sur la distribution du champ de pression dans le canal auditif et en particulier proche du tympan. Ils ont estimé qu'au-dessus de 8-10 kHz, le

modèle d'impédance, utilisé dans les modèles électriques équivalents pour simuler l'absorption de la membrane tympanique, n'était pas valide du fait de la variation spatiale importante du champ de pression à proximité du tympan. Khana et Stinson (1985) ont ensuite adapté l'équation des pavillons à fortes courbures (équation de Webster) pour prédire avec succès le champ de pression dans des conduits auditifs de chats. Les limites de ce modèle étaient de considérer un conduit auditif avec des parois rigides acoustiquement (condition de mur rigide). Stinson et Khanna (1994) ont ensuite étendu ce modèle pour prendre en compte l'absorption de la membrane tympanique et a validé cette approche avec des modèles réduits de conduits auditifs humains. Ce dernier modèle permettait un calcul précis de la pression mais uniquement le long de l'axe courbe de la section droite du canal auditif (les limites de ce modèle seront données plus en détail dans la section suivante). Duda et Martens (1998) ont utilisé une méthode semi-analytique basée sur la décomposition en harmoniques sphériques pour calculer la distribution du champ de pression sur un modèle de tête sphérique rigide avec un canal auditif et étudier l'effet de diffraction lié à la tête. Ils ont pu ainsi analyser l'influence de la proximité et de l'angle d'incidence de la source sur le niveau de pression acoustique sur la surface de la sphère et sur la différence de niveau inter-aural (c. à d. la différence du niveau de pression acoustique entre les deux oreilles d'un même sujet, ILD). Pour une source placée en champ lointain et en faisant varier l'angle d'incidence, la répartition du champ de pression acoustique est uniforme sur la surface de la sphère en basse fréquence (jusqu'à environ 700 Hz, correspondant approximativement à la longueur d'onde égale au diamètre de la sphère). Au-delà de cette fréquence, la répartition du champ de pression acoustique perd son uniformité en s'élargissant sur la face avant de la sphère (exposée à la source) et en rétrécissant sur la face arrière de la sphère, excepté sur un point (connu sous le nom de «*bright point*» dans la littérature). Selon ces auteurs, la variation en basse fréquence de la différence de niveau inter-aural est significative pour une distance de source inférieure à cinq fois le rayon de la sphère, soit une cinquantaine de centimètres.

1.1.2 Modèles numériques du conduit auditif ouvert

Pour modéliser un conduit auditif humain à partir de données géométriques précises, c'est-à-dire représentant fidèlement le canal auditif (section droite variable et curvilinearité du conduit auditif), Stinson et Daigle (2005) ont utilisé une méthode d'éléments de frontières (BEM). Ils ont comparé leurs résultats par rapport au modèle analytique (équation des pavillons) évoqué dans la sous-section précédente. Ils ont conclu que si la pression était recherchée le long de l'axe central du conduit, le modèle analytique était valide jusqu'à 15 kHz. En revanche, si celle-ci était recherchée ailleurs dans la section droite, le modèle BEM était nécessaire au-delà de 6 kHz. En d'autres termes, la variation de pression, entre un point A situé le long de l'axe central et un point B situé sur la section droite passant par ce point A, devient importante lorsque la fréquence augmente. Plus précisément, les observations faites par les auteurs montrent un écart maximum de 1 dB ou moins jusqu'à 6 kHz, 3 dB à 8 kHz et 5 dB à 16 kHz. Ces valeurs peuvent varier en fonction de la géométrie du conduit auditif (qui peut être relativement différente d'un sujet à un autre), de la section droite choisie qui varie le long de l'axe central et du modèle d'impédance choisi pour simuler le tympan. D'autres travaux ont porté sur la modélisation du canal auditif et en particulier sur le calcul de la « Head related transfer function » (HRTF). Celle-ci correspond à la différence entre la pression acoustique à l'entrée de l'oreille (en présence de la tête) et la pression acoustique en champ libre mesurée au même endroit (sans la tête). Elle trouve de nombreuses applications dans l'étude de la détection des sources par l'oreille humaine. Katz (2001a) a par exemple calculé la HRTF de têtes artificielles et de sujets réels, dans un domaine fréquentiel compris entre 1 et 6 kHz par une méthode BEM, puis (Katz, 2001b) a intégré des impédances mesurées pour les cheveux. Par comparaison avec un modèle de tête rigide, il a pu déterminer que l'effet de l'absorption des cheveux était faible (moins de 1 dB entre 1 et 6 kHz) dans la plupart de configurations (oreille réceptrice par rapport à une position variable de la source), sauf lorsque la source est placée à l'opposé de l'oreille réceptrice, où cette variation peut atteindre 6 dB. Il a également comparé ses résultats à des mesures sur sujets humains et à des mesures sur un mannequin artificiel (pour observer l'influence du torse et des épaules). Selon les cas (hauteur et orientation de la source), il estime (en accords avec

d'autres travaux) que le torse a une influence de $\pm 3-4$ dB sur la HRTF pour des fréquences allant de 0.1-0.25 kHz jusqu'à 0.5-2 kHz. Il estime que les épaules ont une influence sur la HRTF à hauteur de $\pm 2-5$ dB, pour des fréquences allant de 0.8 kHz à 3 kHz. Selon lui, ces effets liés au torse et aux épaules s'observe plus distinctement lorsque la source acoustique est localisée en face et plus haute qu'un sujet. La méthode des éléments finis a été utilisée par Gan *et al.* (2006), pour modéliser en 3 dimensions un conduit auditif couplé à l'oreille moyenne par le tympan. Ils ont ainsi pu calculer la distribution de pression dans le conduit auditif et dans l'oreille moyenne pour des fréquences allant jusqu'à 10 kHz.

1.2 Modélisation du conduit auditif occlus par un bouchon

Plusieurs études portent sur la modélisation du canal auditif occlus par un protecteur. Dans les deux sous-sections suivantes les méthodes de modélisation employées sont classifiées selon qu'elles soient analytiques (1.2.1) ou numériques (1.2.2).

1.2.1 Modèles analytiques du conduit auditif occlus par un bouchon

Shaw et Stinson (1983) et d'autres (Schroeter (1986); Schroeter et Poesselt (1986)) ont développé plusieurs modèles analytiques basés sur des circuits électriques équivalents. Dans ces études, chaque chemin de propagation (aérien ou osseux) et les fuites acoustiques liées à l'étanchéité du protecteur sont modélisés par des impédances acoustiques équivalentes. Le protecteur est modélisé comme une masse qui vibre sans se déformer (modèle de corps rigide) dans le canal auditif représenté par sa raideur et son amortissement. Pourtant, dans le cadre de bouchons d'oreilles constitués de matériau relativement souple ou mou, des modes de rayonnement acoustique influençant l'atténuation peuvent apparaître à des fréquences plus élevés. Ces modèles sont limités par leur aspect unidimensionnel qui ne permet pas de prendre en compte les modes transverses, qui comme l'ont montré Stinson et Daigle (2007) dans le cas d'une aide auditive, deviennent particulièrement important au voisinage du tympan et proche de la face arrière de la prothèse (à l'intérieur du conduit auditif). Plus récemment, Hiselius (2004, 2005) a développé des modèles électriques équivalents du conduit auditif ouvert (Kringelbotn, 1988) qu'il a couplé avec l'impédance mécanique

mesurée de trois types de bouchons relativement rigides (type Bilsom 202, 555, and 303). Son modèle a permis de prédire l'atténuation de ces bouchons jusqu'à 4 kHz mais s'est limité à ces modèles de bouchons rigides. Ces modèles possèdent les mêmes limitations que ceux évoqués en début de paragraphe.

1.2.2 Modèles numériques du canal auditif occlus

Dans le cas d'une aide auditive, Stinson et Daigle (2007) se sont intéressés à l'importance de la prise en compte des modes transverses comparativement au mode longitudinal présents dans le conduit auditif en comparant un modèle BEM de conduit auditif occlus (incluant des fuites acoustiques) par rapport à un modèle 1D (circuit électrique équivalent) et à des mesures sur un banc de test. Ils ont conclu, en accord avec d'autres travaux pour des applications liées aux écouteurs de walkman (Burkhard et Sachs, 1977), que la prise en compte des modes transverses dans le calcul du champ de pression est particulièrement importante au voisinage proche (jusqu'à 3-4 mm) de la face arrière de la prothèse auditive, situé dans le conduit auditif. Dans cette zone, des écarts de l'ordre de 15 dB sont observés pour des différences de position transverses de l'ordre du millimètre. Selon les auteurs, ce résultat est plus visible lorsqu'une fuite acoustique faible est considérée. Le modèle 1D ne peut, par définition, prendre en compte ces modes transverses. Au-dessus de cette distance, les modes longitudinaux prédominent et le modèle 1D donne des résultats comparables à ceux du modèle BEM (jusqu'à 8 kHz), avec de légères différences en amplitude lorsqu'une fuite acoustique importante est considérée. Gerges et Vergara (2000, 2002) ont développé un modèle éléments finis bidimensionnel pour calculer l'atténuation d'un bouchon moulé. Leurs résultats ont montré une bonne concordance avec des tests expérimentaux. Le cas de charge considéré dans ce modèle est un bruit impulsif et n'étudie pas le cas d'un bruit continu. Bockstael *et al.* (2008, 2009) ont utilisé une technique par différences finies 3D dans le domaine temporel dans le cas d'un bouchon moulé couplé au conduit auditif. Son modèle visait à expliquer les différences observées dans la méthode MIRE entre la pression à la sortie du bouchon (à l'intérieur du conduit auditif) et la pression au niveau du tympan. Pour cela, ce modèle prend en compte la présence de deux sondes microphoniques dans le

bouchon. Il a d'abord été validé sur un simulateur tête/torse artificiel (HATS), puis sur des sujets humains. Il a permis de comparer avec succès la fonction de transfert calculée, entre la pression à la sortie du bouchon et la pression au tympan, à des mesures expérimentales jusqu'à 5000 Hz sur des sujets humains et jusqu'à 7000Hz sur le HATS. Au-delà de cette fréquence, le modèle permet d'obtenir les tendances expérimentales, avec des écarts en amplitude. Plus récemment, une étude résultant d'une collaboration entre l'ÉTS et l'IRSST (Sgard *et al.*, 2010) a montré que la méthode des éléments finis est très pertinente et adaptée pour modéliser un tel système. Dans cette étude, un bouchon moulé cylindrique et bafflé² est inséré dans un conduit auditif cylindrique rempli d'air, rigide acoustiquement et muni d'une terminaison impédancielle pour simuler le tympan. Le système éléments finis bouchon/cavité a été résolu puis la fonction de transfert (assimilable à une atténuation) entre la pression de référence en champ libre et la pression au tympan a été calculée. Ce modèle éléments finis 3D a permis de prédire avec succès l'atténuation de deux types de bouchons viscoélastiques (silicone) en comparaison avec des mesures réalisées sur un banc de test. Cet accord entre mesures et calculs est satisfaisant jusqu'à 4000 Hz. Dans cette configuration et du fait du faible diamètre du bouchon, le modèle n'est pas sensible à différents angles d'incidences. En revanche, les mesures sont sensibles à ce paramètre et plus particulièrement au-dessus de 4kHz. L'auteur explique cette différence par rapport à des fuites acoustiques présentes dans le dispositif expérimental au niveau du coupleur (simulateur de tympan). Deux sources d'erreurs possibles ont été investiguées pour comprendre les écarts observés entre les courbes simulées et expérimentales : la légère variation de longueur du bouchon liée au fait qu'il est une surface non parfaitement plane coté conduit auditif (effet de capillarité lié au moulage du bouchon) et l'évaluation de l'impédance acoustique du coupleur utilisé pour simuler le tympan. Un écart de ± 1.5 dB est constaté au niveau des résonnances pour une longueur de bouchon variant de ± 1 mm. Une valeur d'impédance rigide a été testée dans le modèle et conduit logiquement à une sous-estimation de la protection (plus grande réflexion de l'énergie sur le tympan) comparativement aux valeurs d'impédance du coupleur utilisé qui surestime légèrement la protection par rapport à des mesures expérimentales.

² Un baffle est une surface rigide acoustiquement dans lequel l'objet est inséré.

1.3 Modélisation du couplage entre le conduit auditif et le bouchon

Hahn (1985) a pris en compte le couplage entre le conduit auditif et le bouchon sous la forme d'une impédance mécanique dans un circuit électrique équivalent et alternativement à des conditions aux limites classique types encastrées, glissement ou libres. Cette étude est limitée par son aspect unidimensionnel et par le fait que le bouchon est considéré comme une masse rigide (seul le mode de corps rigide apparaît dans les courbes d'atténuation). Comme cela a été souligné récemment par Sgard *et al.* (2009) peu d'autres études ont porté sur la caractérisation du couplage mécanique entre le bouchon et le canal auditif. Celui-ci a été abordé de manière empirique par Pirzanski *et al.* (2000) qui ont étudié plus précisément les effets du processus de fabrication des bouchons moulés et les influences des différentes étapes sur la valeur d'atténuation. Ils ont conclu de manière qualitative que pour deux sujets portant les mêmes bouchons insérés de manière similaire, l'atténuation pouvait varier de manière importante à cause de la différence de l'impédance mécanique des tissus composant le canal auditif.

1.4 Synthèse de l'état de l'art et originalités du travail de recherche proposé

Ce tableau résume les méthodes et résultats des études répertoriées dans les sections précédentes.

Tableau 1-1 : Synthèse des principaux résultats de la littérature

Auteurs	Domaine d'étude	Méthodes	Résultats/Limites
Modèles analytiques oreille ouverte			
Shaw et Stinson (1983)	<ul style="list-style-type: none"> - Calcul de la pression absorbée par le tympan; - Influence de la géométrie du conduit auditif; 	Circuit électrique équivalent	<ul style="list-style-type: none"> - Conduit auditif cylindrique valide jusqu'à 5-6kHz; - Modèle d'impédance pour le tympan non valide à partir de 8-10kHz

Auteurs	Domaine d'étude	Méthodes	Résultats/Limites
Modèles analytiques oreille ouverte			
Khanna et Stinson, (1985)	- Conduit auditif synthétique (curviligne et à section variable)	Équation des pavillons adaptée (Webster, 1919)	<ul style="list-style-type: none"> - Préviation du champ acoustique dans des conduits auditifs de chat le long de l'axe central du conduit - Parois rigides acoustiquement;
Stinson et Khanna, (1994)	- Prise en compte de l'absorption de la membrane tympanique	Idem Khanna et Stinson (1985)	<ul style="list-style-type: none"> - Validation du modèle précédent sur des conduits auditifs humains;
Duda et Martens, (1998)	<ul style="list-style-type: none"> - Fonction de transfert d'un modèle de tête sphérique - Influence de l'angle d'incidence et de la proximité de la source - Calcul de L'IDL et du champ de pression à la surface de la sphère 	Décomposition du champ acoustique en harmonique sphérique	<ul style="list-style-type: none"> - Influence en BF sur l'IDL à partir d'une source distante de 5 fois ou moins le rayon de la sphère; - Source en champs lointain, la répartition du champ de pression est modifié sur la surface de la sphère à partir de 700Hz selon une fonction de directivité classique;
Modèles numériques, oreille ouverte			
Stinson et Daigle, (2005)	<ul style="list-style-type: none"> - Modélisation conduit auditif synthétique - Comparaison avec modèle Stinson et Khanna (1994) 	BEM 3D	<p>Préviation de la pression acoustique :</p> <ul style="list-style-type: none"> - Si cherché le long de l'axe central du conduit : modèle 1D valide jusqu'à 15kHz; - Si cherché ailleurs dans une section droite, modèle 1D valide jusqu'à 6kHz; - La méthode BEM permet de prendre facilement en compte les modes transverses dans le conduit auditif

Auteurs	Domaine d'étude	Méthodes	Résultats/Limites
Modèles numériques, oreille ouverte			
Katz <i>et al.</i> (2001a), Katz (2001b)	<ul style="list-style-type: none"> - HRTF de têtes artificielles et de sujet réel de 1 à 6kHz - Prise en compte des cheveux (absorption); - Prise en compte du torse et des épaules; 	BEM 3D	<ul style="list-style-type: none"> - Absorption liées aux cheveux peut être importante (± 6dB) selon la position de la source; - Torse et épaule influence la pression à l'entrée du canal auditif à hauteur de 2-5dB entre 0.1 et 3kHz
Gan <i>et al.</i> (2006)	<ul style="list-style-type: none"> - Modèle 3D conduit auditif couplé à l'oreille moyenne 	FEM 3D	<ul style="list-style-type: none"> - Calcul du champ de déplacement et de la distribution de pression dans le canal auditif et dans l'oreille moyenne jusqu'à 10kHz
Modèles analytiques, oreille occluse			
Schroeter, (1986); Schroeter et Poesselt, (1986)	<ul style="list-style-type: none"> - Prise en compte de fuites acoustiques; - Système discret masse-ressort-amortissement 	Circuit électrique équivalent 1D	<ul style="list-style-type: none"> - Modèle 1D intéressant pour des bouchons très rigides - Non prise en compte des modes transverses
Modèles numériques, oreille occluse			
Stinson et Daigle (2007)	<ul style="list-style-type: none"> - Étude des modes transverses et longitudinaux; - Comparaison avec modèle 1D et mesures 	BEM 3D	<ul style="list-style-type: none"> - Variation de pression importante à proximité de la sortie du bouchon (3-4mm) pour différentes positions transverses
Gerges <i>et al.</i> (2000); Vergara <i>et al.</i> (2002)	<ul style="list-style-type: none"> - Calcul de l'atténuation d'un bouchon moulé 	FEM 2D	<ul style="list-style-type: none"> - Bon accord entre les courbes simulées et expérimentales; - Étude limitée aux bruits impulsifs (par opposition au champ acoustique diffus)

Auteurs	Domaine d'étude	Méthode	Résultats/limites
Modèles numériques, oreille occluse			
Bockstael <i>et al.</i> (2008, 2009)	<ul style="list-style-type: none"> - Fonction de transfert entre la pression à la sortie du bouchon et la pression au tympan; - Prise en compte de 2 sondes microphoniques dans le bouchon 	FTDT	<ul style="list-style-type: none"> - Simulation validée jusqu'à 5kHz sur sujets humains et jusqu'à 7kHz sur un mannequin (HATS) - Au dessus de 7kHz, tendances avec quelques écarts en amplitude jusqu'à 10kHz.
Sgard <i>et al.</i> (2010)	<ul style="list-style-type: none"> - Bouchon cylindrique inséré dans cavité d'air cylindrique; - Étude de sensibilité sur la longueur du bouchon et sur la valeur attribuée à l'impédance; 	FEM 3D	<ul style="list-style-type: none"> - Simulation en bon accord avec les mesures jusqu'à 4000Hz; - Modèle non sensible à l'angle d'incidence; - Mesures sensibles à l'angle d'incidence (au-dessus de 4kHz) - Légère variation de longueur du bouchon a peu d'effet sur le modèle;
Couplage bouchon/canal auditif			
Hahn (1985)	<ul style="list-style-type: none"> - Prise en compte du couplage mécanique entre le bouchon et le conduit auditif; 	Circuit électrique équivalent	<ul style="list-style-type: none"> - Modèle 1D (même inconvénients que Shaw et Stinson (1983))
Pirzanski <i>et al.</i> (2000)	<ul style="list-style-type: none"> - Étude de l'influence du process des bouchons moulés sur les valeurs d'atténuations 	Méthode empirique	<ul style="list-style-type: none"> - Conclusion qualitative sur l'importance de l'influence des propriétés mécanique du canal auditif sur l'atténuation du bouchon

La modélisation du système auditif externe non occlus par un protecteur est relativement complète et de nombreux auteurs se sont intéressés plus précisément au calcul de la HRTF. Cela implique de nombreux moyens de validation pour un modèle du système conduit auditif/tête/torse. Concernant la modélisation du système conduit auditif occlus, assez peu de

modèles, souvent de type électrique équivalent, ont pu être identifiés dans la littérature. L'avantage de ces modèles est de pouvoir résoudre certains problèmes particuliers en utilisant très peu de ressources informatiques par rapport à des méthodes numériques type BEM ou FEM, mais ils s'avèrent relativement limité par leur aspect unidimensionnel et leur domaine de validité fréquentielle (basse fréquence, avant les modes d'ordres supérieurs du bouchon). Lorsqu'une modélisation fine est souhaitée, ces méthodes numériques permettent d'inclure des lois de comportements et des géométries complexes et des cas de charges et de conditions aux limites quelconques, ce qui n'est pas le cas avec les modèles électriques équivalent. La question de la validité de l'hypothèse d'axisymétrie pour représenter le conduit auditif, pourtant souvent utilisée dans la littérature, n'a pas fait l'objet d'investigations. Cette question est traitée dans l'article 1 présenté dans le chapitre 2. La nécessité de prendre en compte les tissus et notamment la peau n'a été soulevée que de manière anecdotique et dans des modèles type circuits électriques équivalents qui ont des limitations propres. Il a pourtant été constaté que sa prise en compte dans un ATF permet d'améliorer le réalisme de l'atténuation mesurée (voir section 0.2.2.1) mais n'a jamais fait l'objet d'investigations dans un modèle. Aucun modèle correspondant à la configuration d'un ATF, pourtant souvent utilisé en mesures, n'a d'ailleurs pu être identifié. Le modèle relatif à cette configuration avec une emphase sur l'étude du rôle de la peau artificielle est présenté dans le chapitre 3 (article 2). Dans le cas d'un modèle plus proche de l'oreille humaine, des éléments comme l'influence de la géométrie du conduit auditif, l'effet des fuites, l'effet de la profondeur d'insertion ou l'effet des propriétés mécaniques du bouchon et des tissus constitutifs du conduit auditif sont finalement très peu documentés. Cela fait l'objet du chapitre 4 (article 3). Concernant la possibilité de remplacer les tissus par des impédances mécaniques, aucune étude portant sur le sujet n'a pu être identifiée. La seule alternative proposée provient d'un modèle électrique équivalent où le couplage avec la peau était pris en compte d'une manière très simplifiée et seulement valide pour un modèle de bouchon très rigide. Cette possibilité de remplacer les tissus est investiguée dans le chapitre 5.

CHAPITRE 2

AXISYMMETRIC VERSUS THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT MODEL FOR PREDICTING THE ATTENUATION OF EARPLUGS IN RIGID WALLED EAR CANALS

Guilhem Viallet¹, Franck Sgard², Frédéric Laville¹, Jérôme Boutin²

¹Département génie mécanique, École de technologie supérieure
1100 rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

²Institut de Recherche Robert Sauvé en Santé et en Sécurité du travail
505 Boulevard de Maisonneuve Ouest, Montréal, Québec, Canada H3A 3C2

Cet article a été publié dans la revue *Journal of the Acoustical society of America* en décembre 2013 (Vol. 134, issue. 6).

2.1 Abstract

The axisymmetric hypothesis of the earplug-ear canal system geometry is commonly used. The validity of this hypothesis is investigated numerically in the case of a simplified configuration where the system is embedded in a rigid baffle and for fixed boundary conditions on the earplug lateral walls. This investigation is discussed for both individual and averaged insertion loss predictions of molded silicon earplugs. The insertion losses of fifteen earplug-ear canal systems with realistic geometries are calculated using 3D finite element models and compared with the insertion losses provided by 2D equivalent axisymmetric finite element models using six different geometry reconstruction methods (all the models are

solved using COMSOL Multiphysics (COMSOL®, Sweden)). These methods are then compared in order to find the most reliable ones in terms of insertion loss predictions in this simplified configuration. Two methods have emerged: the usage of a variable cross section (with the same area values as the 3D case) or the usage of a constant cross section (with the same length and volume as the 3D case).

2.2 Introduction

According to the World Health Organization, 120 million of workers are confronted with the problem of noisy work environments. A widespread solution used to protect the worker from noise overexposure consists in using hearing protection devices, such as earplugs (EPs) or earmuffs. In practice, the EP attenuation can be measured by numerous methods (see (Berger, 1986) for a comprehensive review), such as the standardized real attenuation at threshold method (REAT, (ANSI/ASA S12.6-2008)), the microphone in real ear method (MIRE, ANSI S12.42-2010), or its “in situ” variant, the field microphone in real ear method (F-Mire), see Berger *et al.* (2007) and Voix and Laville (2009). In addition to the measurement of the EP attenuation on human subjects, different acoustical test fixtures (ATFs, ANSI/ASA S3.36-2012) can be used to measure the insertion loss (IL) of an EP. This measured IL (ANSI/ASA S12.42-2010) corresponds to the difference of the sound pressure levels measured in the open and the occluded ear canal (EC) with the help of an ear simulator terminated by a coupler (in accordance to the standard ANSI/ASA S3.25-2009) which is supposed to represent an average human eardrum (and including a portion of the EC). In the experimental domain, several research works have been carried out to compare the measured IL on ATF and the REAT measured on human subjects (see Berger *et al.* (2012) for the most recent comparisons), introducing different correction factors (defined in the standard ANSI/ASA S12.42-2010) to include the tissue conduction and the physiological noise in the measured IL. In the available ATFs, the complex geometry EC is replaced with a circular cross section cylinder.

In the domain of modeling, the question of the validity of the 2D axisymmetric assumption for the open EC was solved analytically by Stinson and Lawton (1989) by using the modified horn equation. They found that a simple air filled uniform tube to describe the geometry of the EC is sufficient to predict the pressure field at the eardrum up to 6 kHz. Regarding the EC occluded by an EP (EP-EC system), several studies have been carried out to predict the attenuation. Hahn (1985) developed a lumped model (i.e. based on electro-mechano-acoustic analogies) of a cylindrical EC occluded by a rigid EP (EP-EC system). This model had the originality to take into account the coupling between the EP and the skin but assumed that the geometry of the system was a constant cross section cylinder. More recently, Hiselius (2004, 2005) developed two-port models. The author coupled a lumped model of the open EC (Kringelbotn, 1988) with a measurement of the mechanical impedance of the EP. These models were used to predict the attenuation of three relatively rigid types of EPs (Bilsom 202, 555, and 303) up to 4 kHz. Note that the complexity of the EC geometry was not included directly in the model, but rather in the EP impedance values which were measured in a straight tube or in a mold which represented a realistic 3D EC geometry. Other numerical models of the EP-EC system can be found in the literature. James (2006) developed a finite element (FE) model of the external EC protected by both EP (E.A.R classic) and earmuff (double protection). The EC was described by a cylinder surrounded by a silicon material to represent the skin tissue around the EC. The author showed that the quality of the model prediction below 2 kHz was significantly influenced by the EP mechanical parameters. Another work (Sgard et al., 2009) showed the feasibility of using the FE method to describe the pressure field in a cylindrical tube occluded by a cylindrical silicon EP, for a fixed boundary condition.

This state of the art indicates that the axisymmetric EC geometry hypothesis is valid to predict the sound pressure field in the open EC but to the authors' knowledge, its validity has not yet been established to predict the sound pressure field in the occluded EC even if it has been commonly used to represent an average human external ear (Acoustical test fixtures and earlier related works in modeling). In addition, no numerical models to predict the IL of a custom molded EP could be found in the literature. Even if this is not the purpose of this

work, it should be noted that the axisymmetric EC geometry hypothesis can be helpful to reduce the number of degrees of freedom of the final system to be solved and hence the associated resolution time.

In reality, the external EC includes different tissue domains along its walls and is thereby a complex system to model. The geometrical reconstruction of an individual EC including the surrounding tissues is a difficult and highly time consuming process (see Brummund *et al.* (2014) and Sgard *et al.* (2012)). In addition, the knowledge of the material behavioral laws and related properties, the knowledge of the coupling conditions between the EP and the tissue domains are still open questions which make the problem even more complicated. In the framework of a step by step modeling approach, the choice has been made to first avoid the geometrical and physical modeling issues related to the surrounding tissues by only considering the geometrical effect of the EC on the sound attenuation of EPs. The surrounding tissues can ultimately be added in the model once the effect of the geometry is fully understood. Hence, this effect is investigated in the case of a simplified configuration which consists of an EP-rigid walled EC system embedded in a rigid baffle. The baffle prevents sound transmission via any sound paths other than the direct path through the EP. In other words, only the external EC without surrounding tissues, pinna, head, and torso is considered.

In this context, the goal of this work is to discuss the effect of the EP-EC geometry and to evaluate the limit of the 2D axisymmetric assumption in the baffled rigid walled EC configuration mentioned above. More specifically, this paper addresses the two following questions. Firstly, is it possible or not to use a 2D axisymmetric FE model rather than a 3D one to predict the IL of individual custom molded EPs? Secondly, what is the most reliable method - in term of IL prediction quality - for reconstructing a 2D axisymmetric EP-EC geometry from the geometrical parameters of an individual 3D one? The originality of this work is to consider these issues for fifteen individual EP-EC geometric configurations. ILs averaged over the individual configurations are also compared. The conclusions of this paper could be adapted in future works to investigate the validity of the 2D axisymmetric

assumption in more realistic configurations, (for example EC with surrounding tissues). In addition, the understanding of the mechano-acoustical behavior of the system discussed in this baffled rigid walled EC configuration can help to better comprehend the geometrical effect of the EP-EC system in the more realistic configuration mentioned above.

The methodology consists in (i) proposing 3D FE models of a molded silicon EP inserted in a collection of 15 realistic ECs while calculating reference ILs for each configuration; (ii) proposing 2D FE axisymmetric models which are reconstructed from representative geometrical parameters of the 3D configuration using 6 different approaches while calculating ILs for each 2D configuration; (iii) comparing the individual and averaged IL predictions for these various geometrical approaches in order to figure out the relevance of each of them. All the FE models are solved in COMSOL Multiphysics (COMSOL®, Sweden).

This paper is organized as follows. Section 2.3 presents the methodology used to build the different FE models (2D and 3D) for both open and occluded ECs. Section 2.4 contains the EP-EC system geometry specifications in 3D and the description of the different geometric approaches used to construct 2D axisymmetric geometries based on the 3D geometric parameters. Section 2.5 describes the experimental validation of the open and occluded 2D axisymmetric FE models. Section 2.6 contains the presentation and the discussion of the IL predictions and comparisons in the different configurations of interest.

2.3 Finite element models of the open and the occluded ear

2.3.1 Open ear 3D and 2D axisymmetric FE models

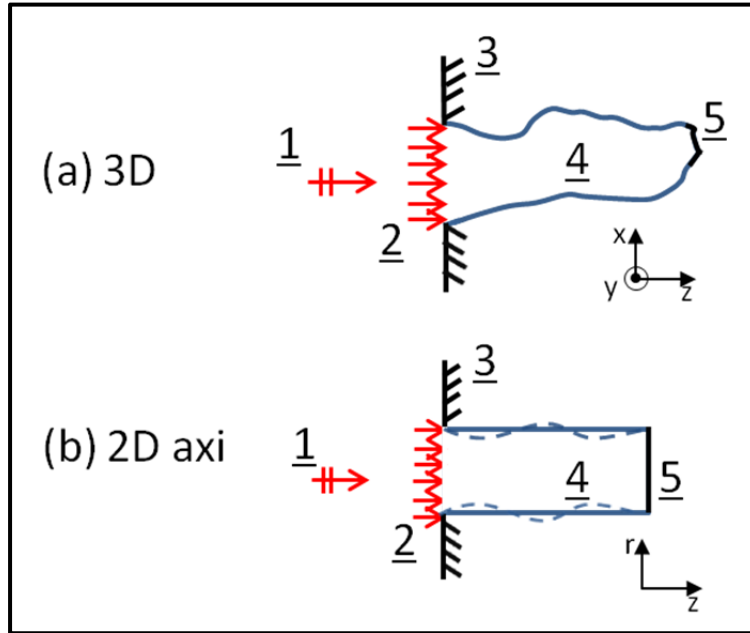


Figure 2.1 : Schematic representation of the hypotheses used for the open EC FE models: (a) 3D model and (b) 2D axisymmetric model (constant or variable cross sections). 1: Incident plane wave; 2: blocked pressure+ radiation impedance of a baffled circular piston; 3: Rigid baffle; 4: Ear canal; 5: Tympanic membrane (boundary impedance condition)

As illustrated in Figure 2.1, the 3D and 2D axisymmetric open ECs are supposed to be inserted in a rigid baffle and excited by a blocked pressure which is generated by an acoustic normal incident plane wave. This system is terminated by a tympanic membrane which is supposed to act as a locally reacting boundary impedance condition (see section 2.3.3). The baffle hypothesis implies that the blocked pressure impinging on the EC entrance is twice the incident pressure (1 Pa) (the origin of the axes is taken at the center of the EC entrance). Besides this airborne excitation, a specific acoustic impedance boundary condition is introduced at the entrance surface of the EC, corresponding to the radiation impedance of a baffled circular piston used by Schroeter and Poesselt (1986). As a first approximation, the

lateral walls of the EC are supposed to be acoustically rigid. In these models, the unknown is the pressure field inside the EC which is considered as an air cavity where the pressure field is governed by the Helmholtz equation. The software COMSOL Multiphysics (COMSOL®, Sweden) is used as a mesher and a solver for both 2D axisymmetric and 3D cases.

2.3.2 Occluded ear 3D and 2D-axisymmetric finite element models

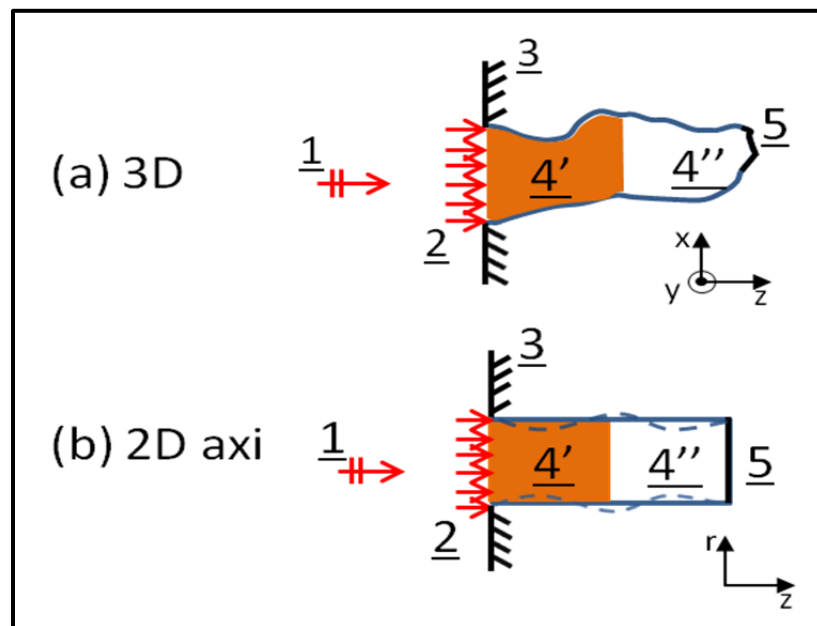


Figure 2.2 : Schematic representation of the hypotheses used for the occluded EC FE models: (a) 3D model and (b) 2D axisymmetric model (constant or variable cross sections). 1: Incident plane wave; 2: blocked pressure; 3: Rigid baffle; 4': EP (solid domain); 4'': Unoccluded part of the EC (fluid domain); 5: Tympanic membrane (boundary impedance condition)

As illustrated in Figure 2.2, the previous geometries were split into two domains; one solid (the EP) and one fluid cavity (the unoccluded part of the EC). As a first approximation, the EP is supposed to be flush mounted into the baffle and its lateral walls are supposed to be fixed. The other components shown in Figure 2.1 (open EC) are also present in the occluded ear case, except for the acoustic radiation of the EP in the external semi-infinite fluid which is neglected. In the 3D case, the assumption that the EP fits perfectly into the EC is made,

implying that a molded EP does not deform the EC. The EP is considered as an elastic isotropic solid. The unknowns in the model are the displacement field in the EP and the pressure field in the unoccluded part of the EC. The models have been meshed and solved with the help of the FE software COMSOL Multiphysics (COMSOL®, Sweden). For more details about the fluid-structure formulation and its implementation with the FE method, the reader may refer to Zienkiewicz and Taylor (2005).

2.3.3 Acoustic impedance model for the tympanic membrane

In this work, the values given by a lumped model corresponding to the coupler IEC711 (see (IEC 60318-4, 2010)) have been used. This choice is made because this coupler is also used in the experimental validation of the models. An adjustment has been made in the initial lumped model of the coupler, because the equivalent electrical circuit represents both the tympanic membrane and a portion of the EC (see Figure 2.3). This adjustment consists in eliminating the elements relative to this added EC portion in the complete lumped model. This adjusted impedance is then introduced as a boundary condition of the entire EC geometry in the different models.

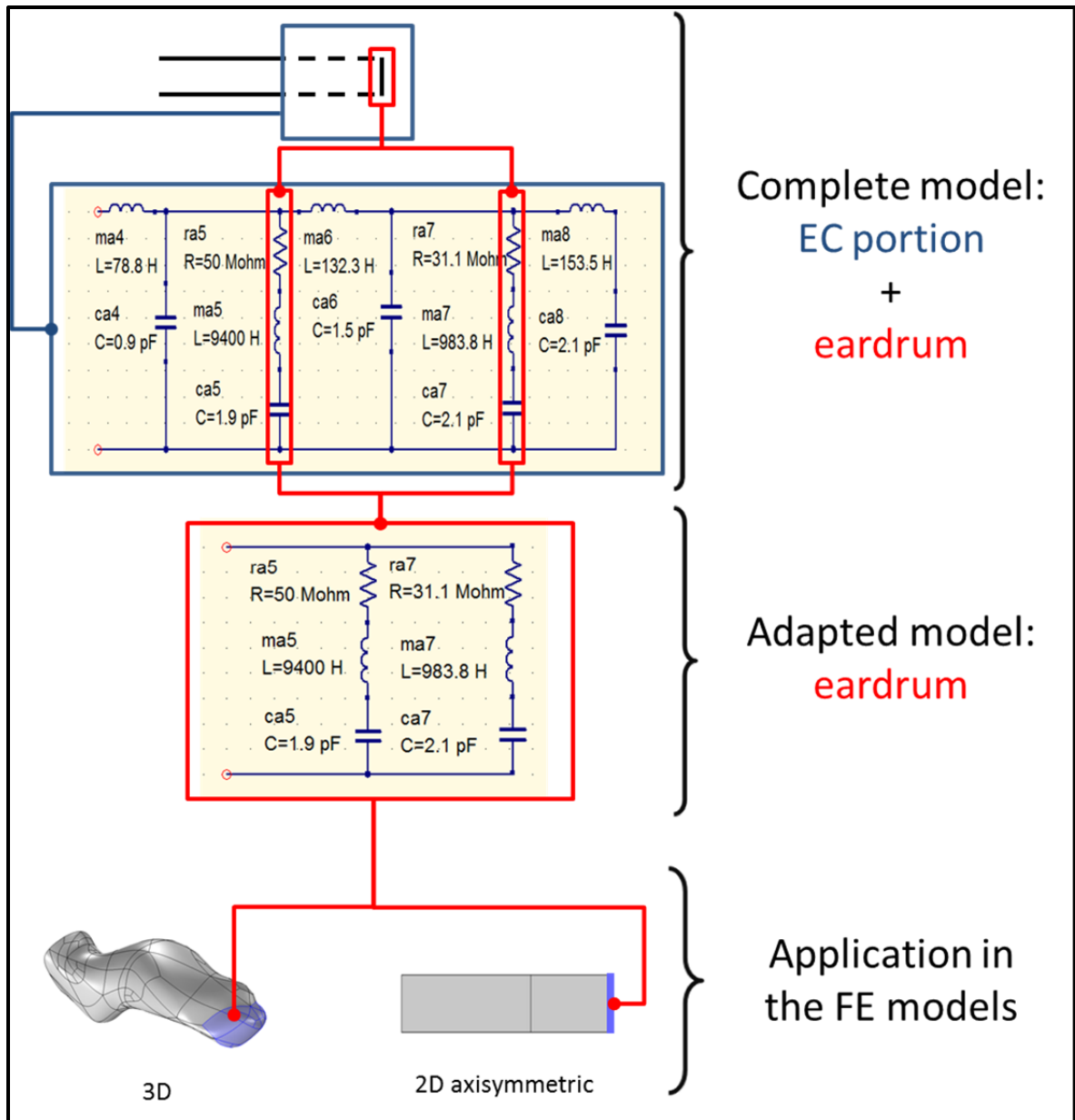


Figure 2.3 : Adaptation of the complete lumped model of the IEC711 coupler and application to the 3D and the 2D axisymmetric models (open and occluded ear cases)

2.4 Geometry specifications of the ear plug-canal system

2.4.1 Reconstruction of the realistic ear canal geometries

The software CATIA V5 (©Dassault System, France) was used to reconstruct 15 different ECs from a data set of points used in the work of Stinson and Lawton (1989) where geometrical data in three dimensions for 15 human EC molds were obtained. For the different ECs, a surface and a volume reconstruction was performed in order to recreate a geometry which subsequently could be imported, meshed and solved with the help of the FE software COMSOL Multiphysics (COMSOL®, Sweden). The original set of points includes a set of slices in the concha region about 3-4 mm deep defined by unclosed curves. Because the geometric EC model requires a closed entrance area to apply the boundary conditions, these particular curves were initially forced to yield a closed entrance area but too large entrance area value variations and unrealistic EC entrance shapes were found. To solve this technical issue and to keep comparable EC geometry entrances, this 3-4 mm concha region was eliminated in each set of points. Figure 2.4 displays isometric views of each 3D reconstructed EC and Table 2-1 summarizes the geometrical parameter values.

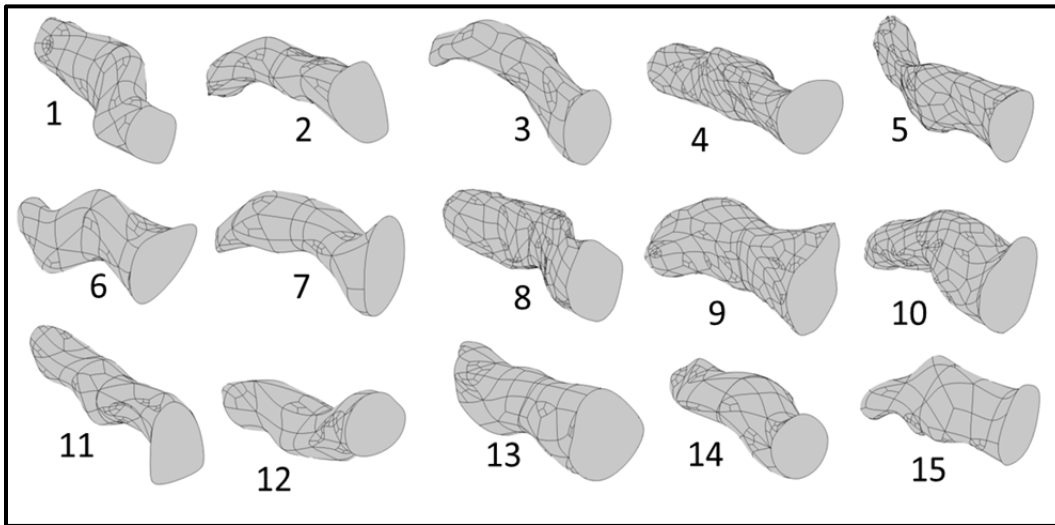


Figure 2.4 : 3D isometric views of the 15 EC geometries used in this work.

See Table 2-1 for their key geometric parameters and figures 2.6(a) and 2.6(b) for the variation of their cross-sectional area along the z axis

Tableau 2-1 : Geometrical parameters of the different 3D EP-EC systems.

Ear canal	S_1 (mm ²)	S_2 (mm ²)	$S_{average}$ (mm ²)	S_3 (mm ²)	V_1 (mm ³)	V_2 (mm ³)	L_1 (mm)	L_2 (mm)
1	65.3	67.5	61.7	46.9	744.8	781.3	12.5	17.0
2	75.7	34.1	51.1	44.4	597.6	451.9	13.0	15.0
3	56.4	38.7	42.2	44.9	454.9	323.7	12.0	16.5
4	76.3	52.2	49.4	45.3	524.9	741.3	12.3	16.0
5	44.9	48.2	37.2	43.4	517.0	429.6	14.3	16.7
6	74.0	44.4	50.1	46.4	523.7	602.5	12.4	19.5
7	116.3	53.9	71.3	45.4	867.2	717.6	14.9	16
8	77.0	31.6	38.9	45.6	468.6	488.3	13.3	15.1
9	94.2	52.0	74.3	45.6	662.0	580.3	12.0	17.0
10	103.2	52.4	*	43.5	773.6	657.2	13.0	16.8
11	108.1	56.2	60.7	46.5	774.4	1009.1	12.8	20.5
12	91.6	52.3	69.9	46.8	755.6	671.1	13.3	16.2
13	93.0	58.1	74.7	46.9	693.0	628.9	12.2	15.4
14	63.9	45.1	55.1	44.5	477.7	412.1	12.7	16.0
15	57.2	48.8	50.2	44.0	526.4	416.5	12.3	14.8

The «entrance area» (S_1) is the same for one given occluded and open EC. The «intermediate area» (S_2) corresponds to the coupling surface between the EP and the unoccluded part of the EC (i.e. the inner face of the EP). In the different geometries, this intermediate area is chosen to be at a distance between 12 and 14.9 mm from the EC entrance. The values $S_{average}$ correspond to the average cross section areas for the EP part of the EP-EC geometry. Note that for the same reason mentioned in Stinson and Lawton (1989), this value cannot be evaluated for the EC number 10. The «termination area» (S_3) corresponds to the eardrum area where the adjusted IEC711 acoustic impedance value has been applied on a surface covering the termination of each EC. The shape of this surface is the same for a given open and occluded EC but can slightly change from one EC to another. The areas of these surfaces are chosen to be close to 44.2 mm², which corresponds to the cross section area of the coupler IEC711. The volumes of the EP and of the unoccluded part of the EC are denoted by V_1 and V_2 respectively. In the open EC case, the total volume of the EC corresponds to the sum of V_1 and V_2 . The lengths of the EP and the unoccluded part of the EC are given in the

occluded cases (L_1 and L_2). The sum of these two lengths gives the total length of the EC (open EC case).

2.4.2 2D axisymmetric occluded ear canal geometry reconstruction

Several geometric approaches have been tested in order to recreate 2D axisymmetric models of the EP-EC systems equivalent to the 3D models. To reduce the number of possible combinations for the different parameters, the choice was made to keep the same termination area S_3 as the 3D case. Six different approaches used to recreate the EPs geometries in 2D are detailed thereafter and illustrated in figure 2.5. For the unoccluded part of the EC, the choice has been done to keep a constant length for a given EC between the inner face of the EP and the eardrum in 3D and in 2D axisymmetric geometries (L_2 in Table 2-1). The case where the unoccluded part of the EC was defined in terms of equivalent volume was also tested but no significant differences in the IL predictions were found.

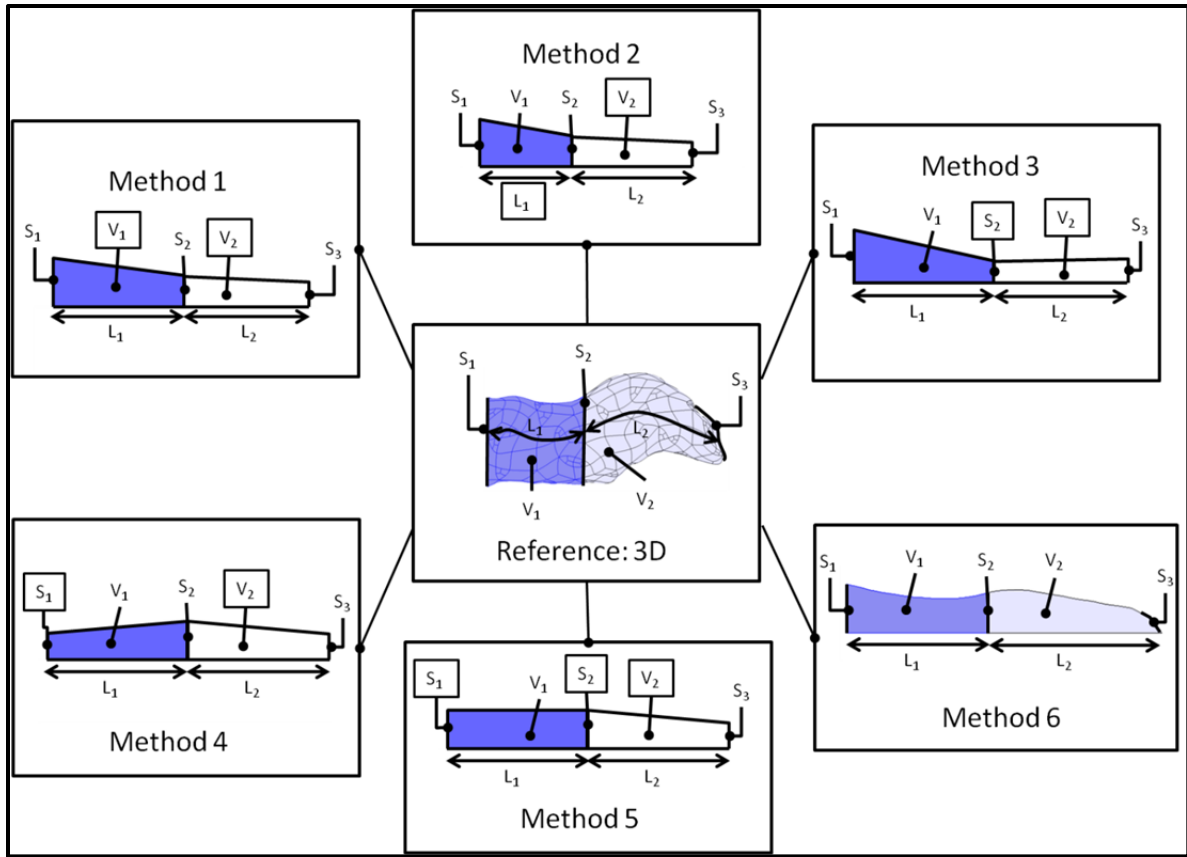


Figure 2.5 : Overview of the six reconstruction methods used to recreate the equivalent 2D axisymmetric EP-EC geometries and based on the geometric parameters of the 3D reference model. For each method, the adjusted parameters (different in 2D and in 3D) are boxed

- **Method 1, conical EP, fixed length, adjusted EP volume:** the entrance and the intermediate cross-section area values of the 3D EP geometries are used to calculate entrance and intermediate radii for the EP in 2D (for EP1, this lead to an entrance radius and an intermediate radius of 4.56 mm and 4.62 mm respectively). Between these two radii, the length of the EP in 3D and in 2D is the same (12.5 mm). Instead of 744.8 mm³ (see Table 2-1), the adjusted volume of the EP1 in 2D is 830.0 mm³ (volume of a truncated cone).
- **Method 2, conical EP, fixed EP volume, adjusted EP length:** as in method 1, the entrance and the intermediate area values in 2D are calculated to match the corresponding areas in 3D. The length of the EP in 2D is adjusted to keep the same EP volume in 2D and in

3D. For EP 1, the entrance and intermediate radii (inner and outer face of the EP) are identical to method 1. Then the EP length in 2D is calculated as a function of its volume in 3D (11.2 mm for the EP1).

- **Method 3, conical EP, fixed EP volume, adjusted intermediate area:** the entrance areas and the lengths are the same in 2D and 3D. The intermediate area is adjusted (value of the intermediate radius) to keep the same volume of the EP in 2D and 3D. This approach requires calculating the radius corresponding to S_2 as a function of the volume, the length and the entrance radii of the EP in 3D (4.12 mm for the EP1).

- **Method 4 conical EP, fixed EP volume, adjusted entrance area:** the intermediate area and the length of the EPs are the same in 2D and 3D. The entrance area values are adjusted to keep the same volume of the EP in 2D and 3D. . The adjusted entrance radius is calculated in a similar way as in method 3. For EP 1, that gives an entrance radius equal to 4.05 mm (instead of 4.56 mm calculated for the first three methods).

- **Method 5, cylindrical EP, fixed EP volume and length, adjusted entrance and intermediate area:** in this approach, the length and the volume of the EPs are fixed to be the same in 2D and 3D. The entrance and the intermediate areas are adjusted to get the same volume for the EPs in 2D and 3D. The entrance and the intermediate radii are calculated from the 3D EP lengths and volumes. For EP 1, this approach leads to an entrance and an intermediate radius equal to 4.35 mm.

- **Method 6, variable cross section EP and EC:** in this approach, the cross sectional area values of the EPs and the rest of the EC are taken from (Stinson and Lawton (1989), Figure 10). These area values are used to calculate different equivalent radii along the longitudinal axis in 2D. This approach allows an accurate description of the EC and EP geometries but requires a relatively precise knowledge of the individual geometry of each EC. This particular method is expected to yield results which are the closest to the 3D case.

The radii of the different EP-EC systems obtained from this method are reported in Figures 2.6(a) and 2.6(b).

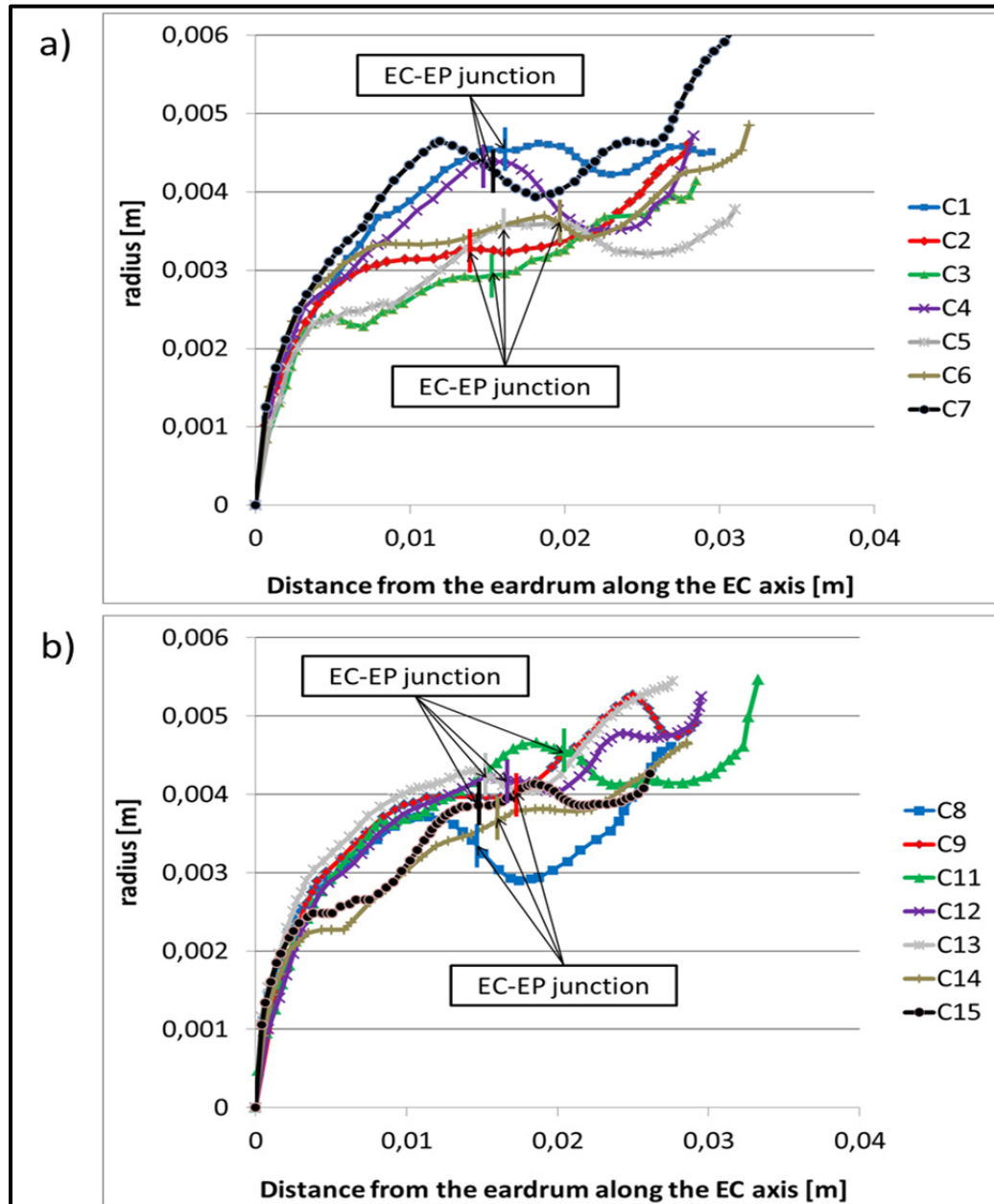


Figure 2.6 : Equivalent 2D axisymmetric radii associated to method 6 as a function of the distance from the eardrum along the EC axis of the different cross sections of each 3D EC (adapted from (Stinson and Lawton, 1989)). The vertical line on each curve indicates the separation between the EP (right part of the curves) and the unoccluded part of the EC (left part of the curve).

For method 6, the unoccluded part of the EC was reconstructed in the same way as the EP, using the surface function of each EC. The area values where the boundary condition is applied for the eardrum was preserved but the shapes are relatively inclined in contrast with the other methods where the eardrum is parallel to the EC entrance.

2.4.3 2D axisymmetric open ear canal geometry reconstruction

As well as for the occluded ECs, several geometric approaches have been tested in order to recreate the 2D axisymmetric open EC geometry. After an investigation of these different methods and considering that the emphasis of this work is put on the occluded case, only the approach which has given the most reliable results to the 3D model is presented here. This approach consists in using an entrance radius and a termination radius equal to the 3D corresponding values and using the length of the different 3D ECs. With this approach, the volume of the EC is slightly modified (between 5% and 20%, depending on the EC considered). It should be noted that the approach which consists in preserving the volume and the length of the EC, and adjusting the entrance and the termination radii (cylindrical geometry) have also provided good agreement for the 2D and 3D comparison of the open EC transfer functions.

2.5 Experimental validation of the 2D axisymmetric open and occluded ear canal models

In order to verify if the 2D axisymmetric model is able to predict an IL in a simplified configuration, an experimental validation has been performed. No experimental validation has been carried out for the 3D FE model for three reasons. Firstly, the construction of 3D geometries requires the manufacturing of a complex mold. Secondly, it is difficult to find a way to fix the IEC711 coupler to this complex geometry. Thirdly, the coupler adds a portion of the EC which is not desired if a full 3D geometry is going to be tested. Even if the 3D FE model has not been experimentally validated, the authors believe that a 2D validation is sufficient to achieve a good confidence in the 3D model. The only difference between the 2D and the 3D model in the considered simplified configuration is the geometry which is

captured by an appropriate FE discretization. Figure 2.7 depicts schematically the experimental setup.

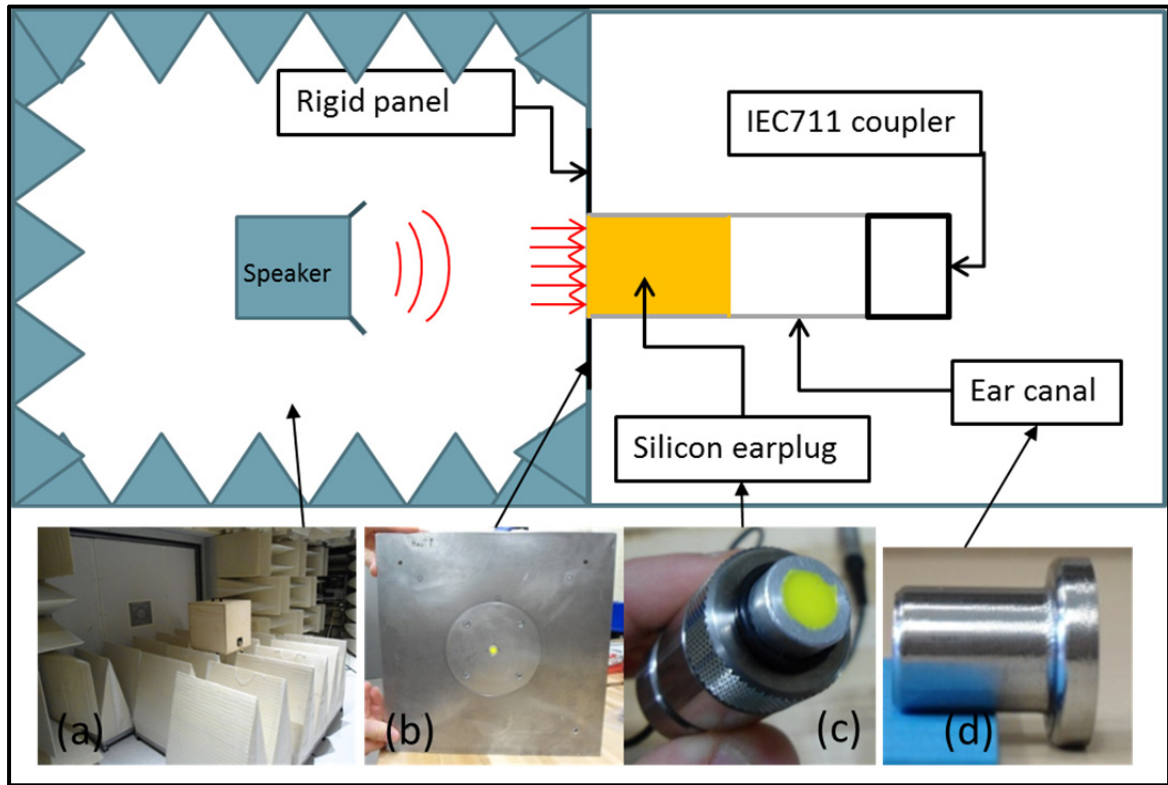


Figure 2.7 : Experimental setup used to validate the 2D axisymmetric model. (a) overview of the experimental setup (anechoic room side); (b) rigid panel inserted between the two rooms, with the EP inserted in the rigid EC and connected to the coupler (in the center of the panel); (c) Zoom on the EP-EC system connected to the IEC711 coupler; (d) rigid EC

The 2D axisymmetric experimental setup used for the validation consists of a rigid walled circular cross section cylindrical EC inserted in a rigid baffle which is coupled to an anechoic room. The measurement is carried out with (occluded configuration) and without (open configuration) a cylindrical sample of molded silicon inserted in the rigid EC. The system is excited acoustically in the anechoic room with a pink noise produced by a generator Larson Davis SRC20 in the frequency range [50 Hz, 5000 Hz]. The generator is connected to a BSWA audio amplifier and a loudspeaker VECTOR XII in order to obtain a total sound pressure level of around 90 dB in the frequency range of interest at 1 m from the

loudspeaker. The speaker is placed at a height of 1.30 m so that its center is aligned with that of the rigid EC. The center of the speaker is located at a distance of 2 m from the center of the rigid EC in order to minimize the acoustic reflections between the speaker membrane and the baffle where the system is inserted. A great effort was put in the elimination of acoustic leakage in the setup to ensure that only the IL of the silicon EP is measured. In the open and occluded case, the sound pressure level is measured in the rigid EC using a ½'' pressure microphone type AG40 (©G.R.A.S. sound & vibration AS, Denmark) included in the coupler IEC711.

Figure 2.8 displays the comparisons between the calculations and the measurements for two different EP-EC configurations which have been tested (dimensions reported on Figure 2.8(a) and 2.8(b)). In these particular configurations, the full impedance model of the coupler IEC711 was used to represent the eardrum and the added EC portion (see section 2.3.3) and the sound pressure was evaluated at the position of the coupler microphone membrane. The mechanical parameters of the silicon used in these calculations were characterized in a laboratory using a dynamic mechanical analysis (DMA). The values of these parameters are: 1.5 Mpa (Young's modulus); 0.48 (Poisson's ratio); 1150 kg.m⁻³ (density); 0.08 (isotropic loss factor).

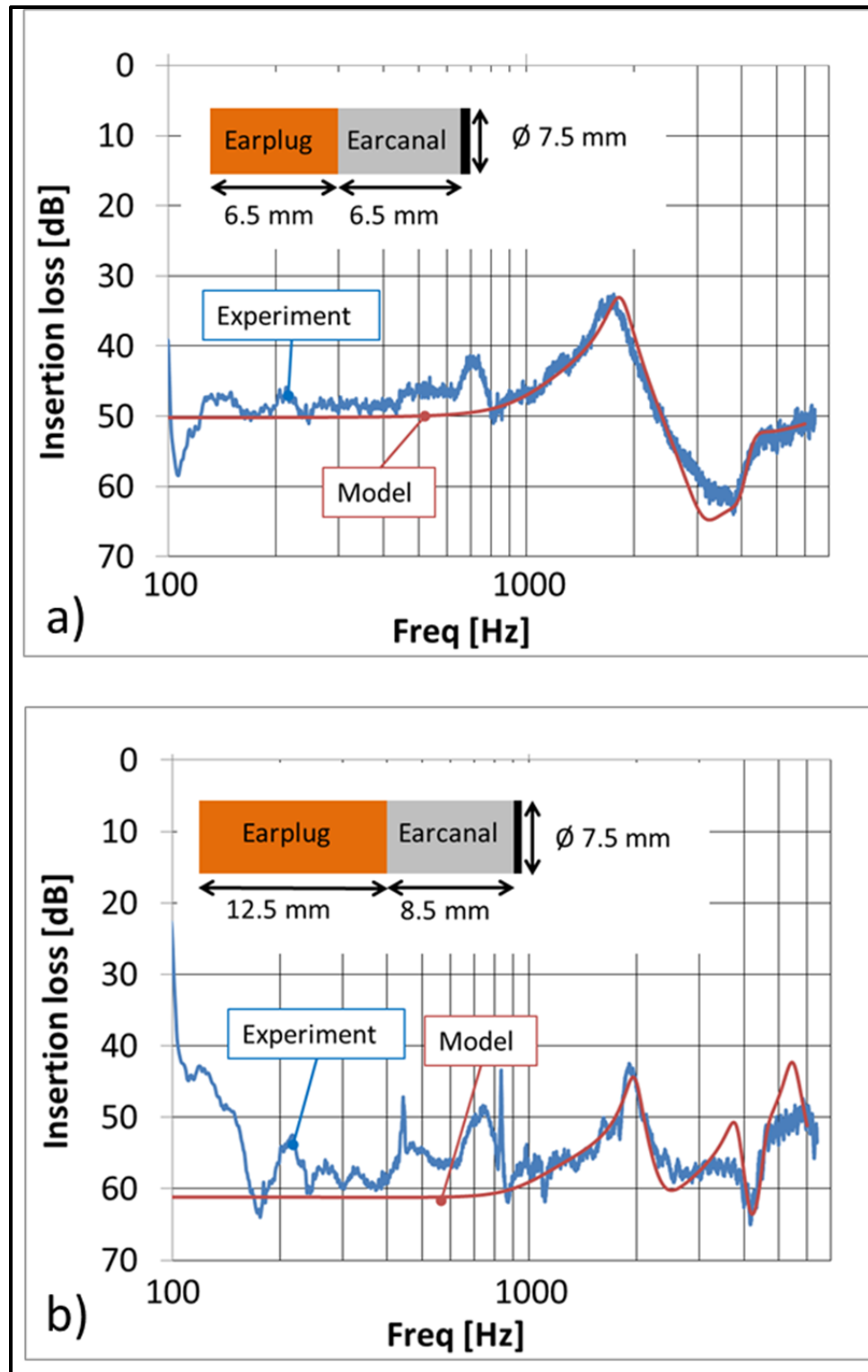


Figure 2.8 : Comparisons between the predicted and the measured ILs for two EP-EC system configurations (two lengths for the EP and two lengths for the EC).

For the 6.5 mm EP (Figure 2.8(a)), the two curves (experimental and model) are in good agreement. The axisymmetric cylindrical model can closely reproduce the IL provided by the simplified experimental setup. The peak (minimum attenuation) around 1.8 kHz corresponds to the first resonance of the EP. It corresponds to a longitudinal mode where the outer and the inner faces of the EP vibrate in phase. Minor differences appear due to some low output of the loudspeaker between 500 Hz and 800 Hz. For the 12.5 mm EP (Figure 2.8(b)), the model captures the tendencies of the measured IL but the comparisons are in less good agreement than for the shorter EP. At low frequency, up to 1 kHz, very high IL values are achieved for this second configuration and the measurement limit of the system is probably reached due to an insufficient signal to noise ratio in the EC (low coherence up to 1 kHz). Furthermore, the effect of the low output of the loudspeaker also observed in the first configuration is more pronounced as the EP attenuation is 10 dB greater. Like in the previous configuration, the first vibration mode of the EP (minimum attenuation around 2 kHz) is well predicted by the model. The two other visible peaks in the model correspond to higher vibration modes of the EP (also observed in (Sgard et al., 2009)). The second mode corresponds to a motion where the EP faces move out of phase. The third mode is similar to the second mode but with one radial nodal line. These modes are also visible, but less pronounced, in the experimental validation probably because of an insufficient damping in the model.

As expected, in both predicted and measured configurations the ILs are relatively high in comparison to the literature findings for ILs measured on acoustical test fixtures (Berger et al., 2012) or in comparison to standardized REAT measurements (Berger et al., 2003), especially in the low frequency bands. In this frequency range, the acoustical behavior of the system is governed by the EP boundary conditions. This important shift (about 15-20 dB) compared to “real life” measurements is due to the fixed boundary conditions imposed on the EP walls. In this baffled rigid walled EC configuration, the skin which normally covers the EC walls and constrains the lateral walls of the EP is not accounted for. This should of course be taken into account in future works once the question of the influence of the EC geometry on the EP sound attenuation is more clearly understood. Furthermore, to assess the contribution to the attenuation of the sound pathways induced by the presence of the

surrounding tissues, comparisons should be carried out between the improved model (with tissue domains) and the baffled rigid walled EP-EC model studied in this work. In addition, the pinna, the head, and the torso which may have an effect on the blocked pressure field are not taken into account, however the authors think that their influence on the sound attenuation is less important than the coupling effect between the skin and the EP mentioned above. It is important to recall that the aim of this work is not to predict “real life” ILs yet but rather to evaluate the limit of the 2D axisymmetric assumption and to discuss the sole effect of the EP_EC geometry in this baffled rigid walled EP-EC configuration. The results obtained with the experimental setup confirm the validity of the FE models in this configuration and will now be used to address the issue mentioned above.

2.6 Results and discussion

2.6.1 Predicted IL for the 15 individual 3D ear plug-canal system

It should be noted that in the open EC case, very comparable curves between the 3D EC models and their 2D axisymmetric equivalents were obtained. Minor errors (lower than 1 dB) could appear around the ECs resonance frequencies. In agreement with literature findings (Stinson and Lawton (1989); Stinson and Daigle (2005)), these results confirm that the pressure field in a 3D EC can be predicted using a 2D equivalent axisymmetric model up to 5000Hz. The discrepancies between the 2D and the 3D IL comparisons will therefore only be associated to the calculations related to the occluded cases.

The third octave band ILs obtained for the 15 individual 3D EP-EC FE models are depicted in Figure 2.9. In the rest of the paper, the material parameters used for the LSR5-9700-5 silicon EP are those used by Sgard (2009): 0.85 Mpa (Young’s modulus); 0.48 (Poisson’s ratio); 1150 kg.m⁻³ (density); 0.1 (isotropic loss factor). These parameters are very close to those used for the experimental validation.

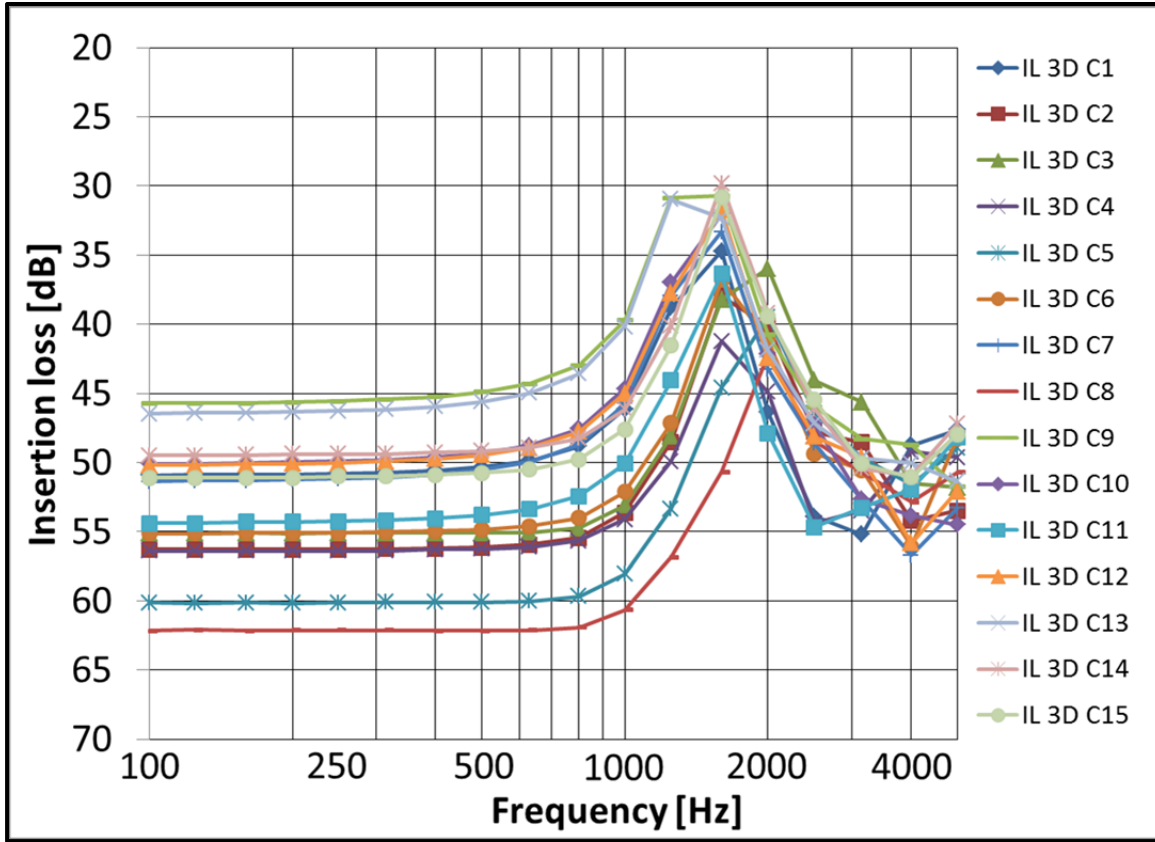


Figure 2.9 : Individual third octave band IL for 15 3D EP-EC models

The different curves have similar shapes but span a large range of values, especially in the low frequency bands from 45 dB to 62 dB up to 800 Hz. The occluded EC portions which have the smallest averaged cross section (like EPs n°5 or n°8, see $S_{average}$ in Table 2-1, section 2.4.1), have a higher IL at low frequencies. This low frequency behavior can be explained by the fact that the IL of the EP is controlled by its stiffness in this frequency range. This stiffness increases when the cross section area decreases thereby inducing in increase of the IL. The first peak (minimum attenuation) observed in all the predictions and already seen in the experimental validation corresponds to the first resonance of the EP. Its location varies between 1.2 kHz and 2 kHz and the corresponding IL minima range between 30 to 40 dB. Above this resonance, the predicted IL differences narrow, around 10 dB for 2.5 kHz and 3.15 kHz bands and 7dB for 4 kHz and 5 kHz bands.

The validity of the axisymmetric hypothesis in this baffled rigid walled EC configuration will be now discussed in the case of individual comparisons.

2.6.2 Comparison of individual 2D axisymmetric and 3D insertion losses

Figure 2.10 depicts the predicted third octave band ILs, for two different occluded ECs (EP-EC systems 1 and 4) which represent typical results obtained in this work. The 3D predicted individual IL is compared with the IL provided by the 2D axisymmetric FE models based on the six different geometry reconstruction methods defined in section 2.4.2.

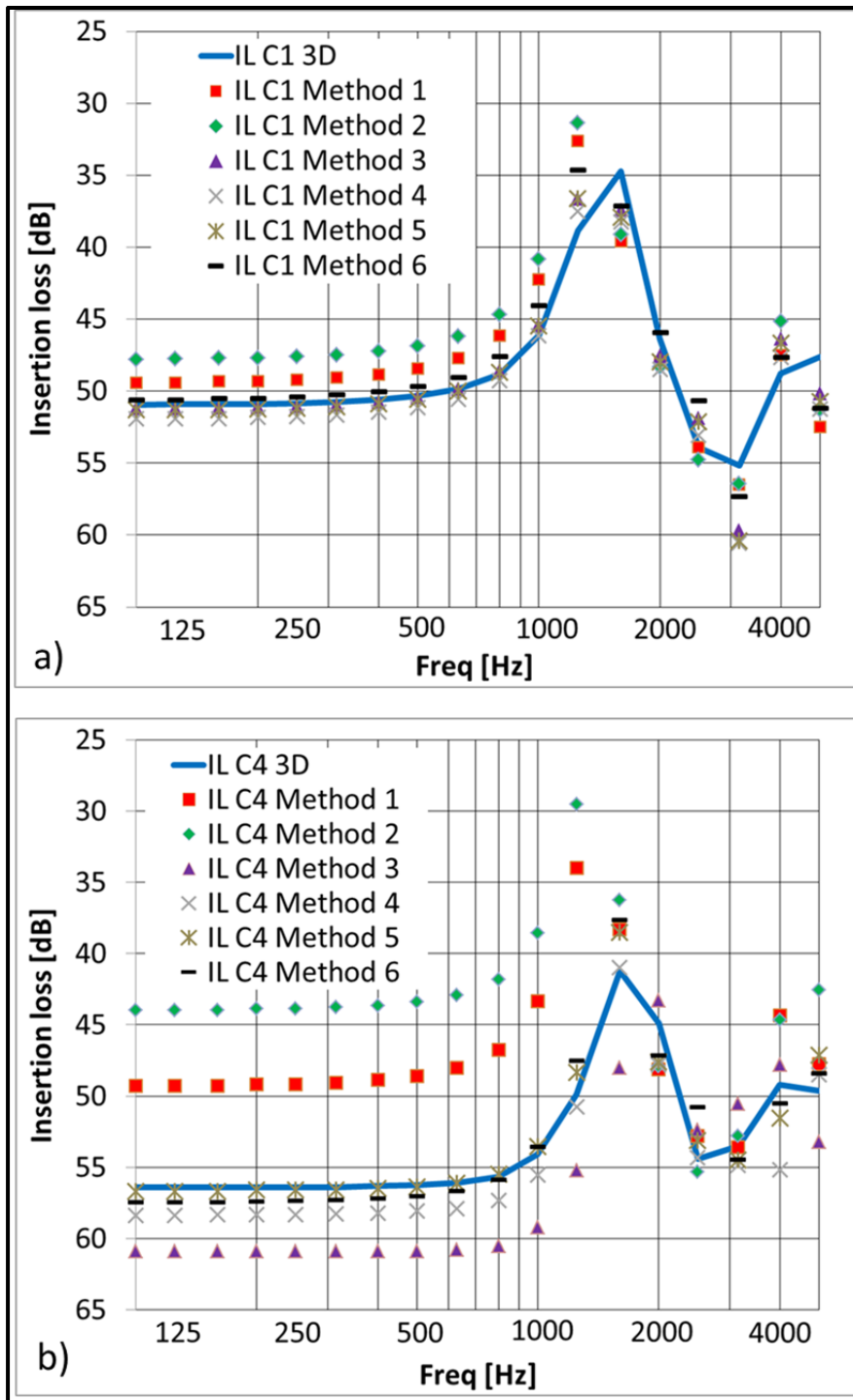


Figure 2.10 : Comparison of the third octave band predicted ILs for the 3D reference model and the 2D axisymmetric models based on six different geometry reconstruction methods.

(a): EP-EC 1, and (b): EP-EC 4

For the EP-EC system 1, the six 2D axisymmetric geometry reconstruction methods provide relatively good agreement with the 3D reference IL (Figures 2.10(a)). Methods 4, 5, and 6 give the closest results. For the occluded EP-EC system 4, even if the first three 2D axisymmetric geometry reconstruction methods follow a similar shape, important discrepancies compared to the 3D reference IL can be observed (Figure 2.10(b)). These differences are large especially in the low frequency bands up to the first resonance frequency of the EP. Method 4 gives good agreement up to 3.15 kHz and the two other methods (5 and 6) match the 3D curve up to 5 kHz. The good agreement obtained with method 6 for the two occluded ECs was expected because the 2D axisymmetric geometries follow precisely the cross section variations of the different 3D geometries. For the other methods the following question arises: what can explain the difference of the results obtained for the EP-EC systems 1 and 4?

For methods 1 to 5, creating 2D axisymmetric geometries implies some geometrical «errors» between the 3D and the 2D geometries. For each EP and each method, these relative geometrical errors are defined by $\left(\frac{X_{2D}-X_{3D}}{X_{3D}}\right)$ where X_{2D} is the 2D adjusted parameter according to the considered geometry reconstruction method and X_{3D} is the corresponding 3D parameter. The magnitudes of these relative errors are plotted on Figure 2.11 for each EP modeled in this work.

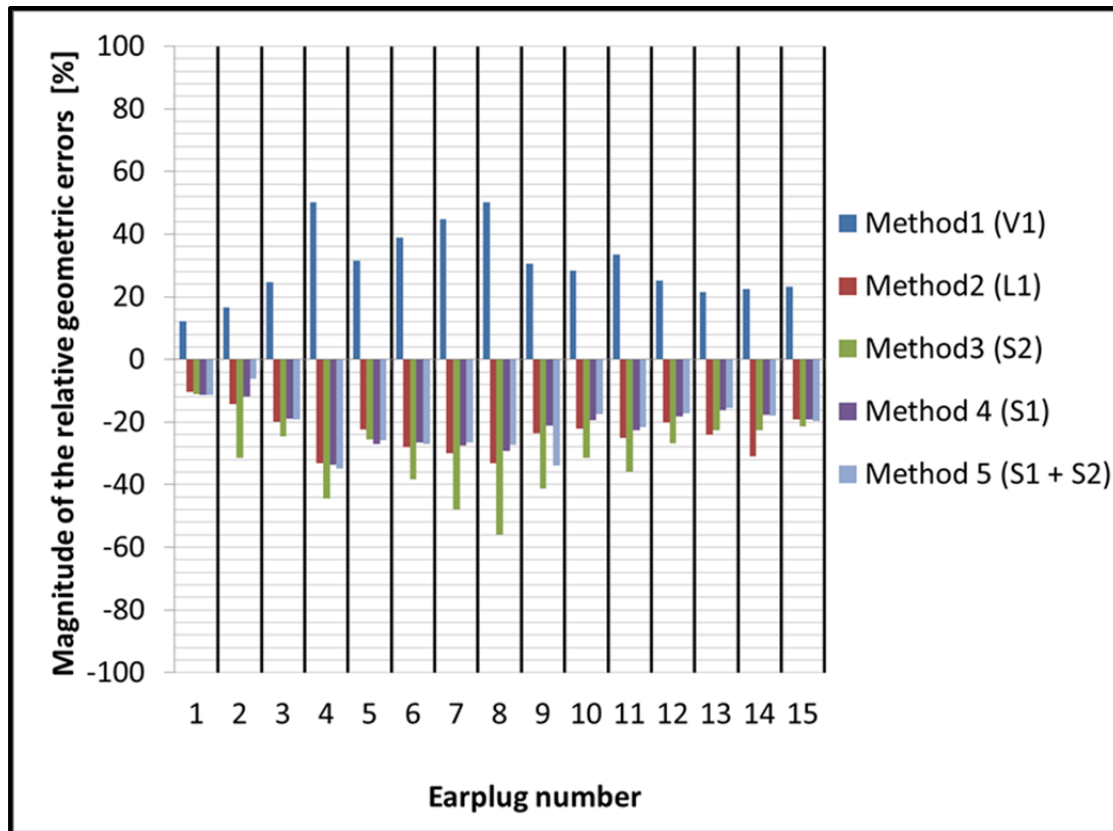


Figure 2.11 : Geometric errors committed on each geometric parameter by using the different 2D axisymmetric geometry reconstruction methods. The adjusted 2D geometric parameter is indicated in brackets

Figure 2.11 indicates that the geometrical errors associated to the 2D reconstruction process are more important for EP 4 (between 35% and 50% depending on the chosen method) than for EP 1 (around 15% for methods 1 to 5). These results indicate that the first three geometry reconstruction methods are not relevant when the geometrical relative errors committed on the volume, length, or the inner area of the EP become too important. This relative geometrical error can be relatively important for methods 4 and 5 (errors committed on the outer area or distributed on the inner and the outer areas of the EP) without affecting the good agreement between the 2D and the 3D predicted ILs. It should be noted that for a given occluded EC, the 2D IL prediction is not significantly influenced by the way of determining the geometric parameters of the unoccluded part of the EC (equivalent length or volume).

From a numerical point of view, it is interesting to note that a significant time saving can be obtained when the 2D axisymmetric model is used instead of the full 3D model. Table 2.2 illustrates the resolution time, including calculation of elementary matrices, assembling of the system, and solving time together with the number of degrees of freedom for the 3D EP-EC system n°4 and its associated 2D axisymmetric model reconstructed using Method 5. It should be noted that similar resolution time and number of degrees of freedom are obtained if the other 2D axisymmetric reconstruction methods are used.

Tableau 2-2 : Comparison between 2D and 3D models in terms of resolution time and number of degrees of freedom to solve a typical 3D and 2D EP-EC system.

	3D		2D axi-symmetric	
	Resolution Time	Degrees of freedom	Resolution Time	Degrees of freedom
Open EC	2h 20 minutes	62 146	23 s	247
Occluded EC	5h 10 minutes	125 250	54 s	519
TOTAL	7h 30 minutes	187 396	1 m 17 s	764

The systems were solved using the MUMPS (MULTifrontal Massively Parallel Sparse) direct solver implemented in COMSOL Multiphysics (COMSOL®, Sweden). The calculations have been made on a workstation: system 64 bits, Intel XEON CPU @ 2.4 GHz, 2 Cores, 16 GB of RAM, 4.8 Gflops. Even if 3D models can be solved given the availability of low cost computational power, the resolution time is much higher than the 2D axi-symmetric case. This makes the 2D model much more practical to perform sensitivity analysis or parameter studies in future works. In addition, the proposed simplified 2D axisymmetric model can certainly be improved by adding the tissues surrounding the EC together with the pinna, the head and torso which influence the excitation sound field. This would significantly increase the heaviness of the numerical model. Therefore, a reduction of the number of degrees of freedom of each part of the complete system to be solved is certainly desirable and useful.

In order to get a global comparison and evaluation of the performance of each 2D axisymmetric reconstruction method, the results obtained for averaged IL are presented thereafter.

2.6.3 Comparison of averaged 2D axisymmetric and 3D insertion losses

In Figures 2.12, 2.13, and 2.14, the predicted averaged IL using the 3D models is compared to that predicted by a given 2D axisymmetric geometry reconstruction method. The minimum and maximum values of the predicted IL in 3D and 2D are also plotted in order to compare their range of variability. For each figure, the solid lines represent the extreme values (minimum and maximum) obtained for the 3D models; the dashed lines represent the extreme values for each 2D axisymmetric geometry reconstruction method.

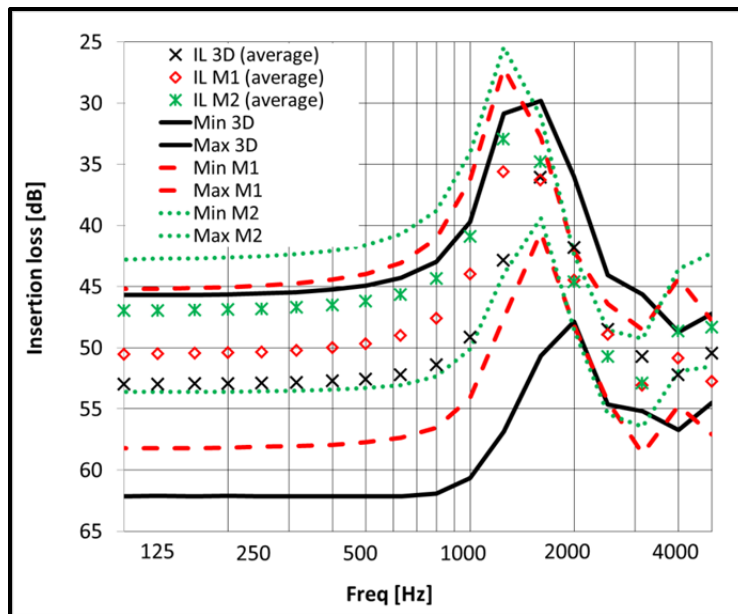


Figure 2.12 : Comparison of the third octave band IL averaged over the 15 EP-EC systems in 3D (reference) and for the 2D axisymmetric geometry reconstruction methods 1 and 2

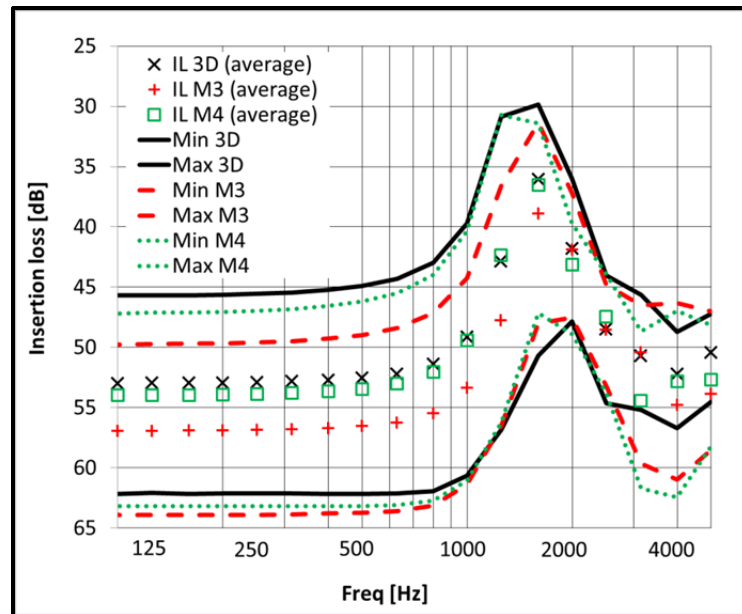


Figure 2.13 : Comparison of the third octave band IL averaged over the 15 EP-EC systems in 3D (reference) and for the 2D axisymmetric geometry reconstruction methods 2 and 3

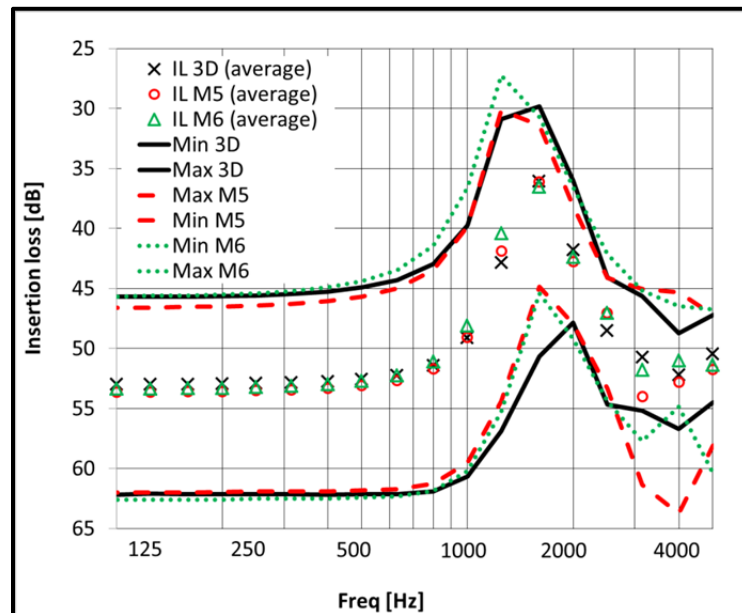


Figure 2.14 : Comparison of the third octave band IL averaged over the 15 EP-EC systems in 3D (reference) and for the 2D axisymmetric geometry reconstruction methods 5 and 6

Similarly to the individual results, it can be observed that the averaged predicted ILs using methods 4, 5, and 6 (Figures 2.13 and 2.14) are in good agreement with the 3D model up to 5 KHz. Even if all the predicted ILs follow a similar shape as the 3D model, methods 1 and 2 (Figure 2.12) underestimate the 3D IL predictions whereas method 3 (Figure 2.13) overestimates them. Method 1 tends to decrease the original system stiffness at low frequencies by increasing the 3D volume V_1 and consequently the average cross section area S_{average} . Method 2 tends to decrease the original system stiffness by decreasing the 3D length L_1 . Method 3 tends to increase the original system stiffness by decreasing the inner area of the EP S_2 . Above the EP first resonance frequency, all the methods provide a relatively close IL to the 3D model. However, above 3.15 kHz, even if the averaged predicted ILs using methods 4 and 5 are close to the average 3D IL, extreme values differ especially for the lower limit. This is due to a dip observed in the occluded EC transfer function which is particularly strong when the EP geometry is close to a cylinder. This means that for a given 3D EP-EC system, the IL prediction using method 4 or 5 can be altered in the 3.15 kHz third octave band by a minimum in the occluded EC transfer function, but this effect is smoothed out when an average over several ECs is carried out.

These results indicate that to have an accurate 2D IL prediction equivalent to a 3D one, it is preferable to use method 6 (radius which varies along the z-axis) but that implies to know precisely the value of the different cross section areas along the EP portion in the EP-EC system. This recommendation is especially important below 2 kHz, where important discrepancies appear between the different methods. Method 5 represents an interesting alternative which gives relatively reliable results while approximating the geometry of the EP with the same length and the same volume as the 3D case and adjusting accordingly the outer and the inner radii of the EP. Due to a methodological choice which consists in keeping the same area for the eardrum in the 3D and the 2D cases, the rest of the EC behind the EP is therefore defined by a truncated cone very close to a cylinder. It is important to recall that in most cases, the way to define the rest of the EC behind the EP did not influence significantly the IL predictions. The good results obtained with method 5 confirm the relevance of using

ATFs with cylindrical approximation of the EC to measure the IL of an average EP-EC system.

2.7 Conclusion

The goal of this work was to discuss the effect of the EP-EC geometry on EP attenuation and to evaluate the limit of the 2D axisymmetric assumption in a baffled rigid walled EC configuration. In other words the two following questions were addressed Firstly, is it possible or not to use a 2D axisymmetric FE model rather than a 3D one to predict the IL of individual custom molded EPs? Secondly, what is the most reliable method - in term of IL prediction quality - for reconstructing a 2D axisymmetric EP-EC geometry from the geometrical parameters of an individual 3D one? The choice of baffled rigid walled EC configuration was made to focus on the sole effect of the EP-EC geometry and to consider only the direct pathways through the EP (fixed boundary conditions on the EC walls). The individual and averaged ILs of fifteen EP-EC systems with realistic geometries were calculated using 3D FE models and compared with ILs provided by 2D equivalent axisymmetric FE models. All the FE models were solved using COMSOL Multiphysics (COMSOL ®, Sweden). This equivalence was tested using six different geometry reconstruction methods which consisted in keeping or adjusting certain geometrical parameters of the 3D EP-EC geometries. These methods were then ranked in order to find the most reliable in terms of IL predictions.

The 2D axisymmetric model corresponding to the baffled rigid walled EC configuration was experimentally validated for two different cylindrical silicone EPs. It is important to recall that the calculated 2D and 3D ILs of baffled EPs overestimated the attenuations measured using the REAT method. However, the aim of this work was to discuss the limits of using a 2D model rather than a full 3D one to predict the sound attenuation of baffled molded EPs inserted in rigid walled ECs. This overestimation of both the predicted and the measured IL which were found in this work is obviously due to the fact that the EC surrounding tissues were not accounted for. The findings of this work could guide future research in the choice of

an efficient 2D axisymmetric reconstruction method to decrease the heaviness of a model in more complex configurations which for example include the tissues around the EC, the head, and the torso.

For the open EC, in accordance with the literature, the results of this work confirm that a 2D axisymmetric assumption used to describe the 3D EC geometry is sufficient to predict the sound pressure level at the eardrum. The individual IL predictions for the 15 3D FE models span a large range of values especially in the low frequency bands, up to 800 Hz. This span is obviously due to the variability of the EP-EC geometries which influences the stiffness of the system in this frequency range. For the question of the 2D axisymmetric validity in individual EP-EC system comparisons, important discrepancies in the ILs prediction appear depending on the method used to reconstruct the 2D axisymmetric geometries. The geometrical reconstruction method for the EC canal portion behind the EP (length or volume equivalent to the 3D geometry) did not influence significantly the 2D IL predictions. It has been found that the method which consists in using variable cross sections along the EC axis yields the closest results to the 3D model for individual and averaged IL predictions. However, this method requires an accurate definition of the geometry of a given 3D EP-EC system. The method where the EP is approximated with a cylindrical shape (equivalent length and volume to the 3D geometry, adjusted inner and outer area) also provides results comparable to those obtained with the 3D reference model. These results are in good agreement up to 5 kHz when averaged over 15 EP-EC systems. This last result is important because it confirms the relevance of using a cylindrical EC to measure average EP ILs with ATFs. A restriction appears when individual comparisons are carried out because this method leads to a mismatch with the 3D IL prediction in the 3.15 kHz third octave band. The other methods which consist in reconstructing the 3D geometry of the EP by adjusting its length, volume, or its inner area in 2D lead to important differences, especially in the low frequency bands.

The conditions in which a 2D axisymmetric EP-EC system geometry can be used rather than a full 3D geometry have been identified in the case of a baffled rigid walled EC

configuration. The methodology used to compare and to rank the different geometric 2D reconstruction methods has been tested only in this particular configuration and should be repeated in the case of a more sophisticated model to ensure that the ranking found in this study still holds. For example the present models could be extended to account for important factors such as the coupling of the EP with the skin, the wave propagation through surrounding EC tissues, the possible leaks and the presence of the pinna and the torso. In addition, more research is needed to investigate if the findings of this work dedicated to molded silicon EP could be adapted to other types of EPs.

2.8 Acknowledgements

The authors acknowledge IRSST for funding this research. The authors would also like to thank Michael R. Stinson for having provided the set of points for the 3D ear canal geometries.

CHAPITRE 3

A FINITE ELEMENT MODEL TO PREDICT THE SOUND ATTENUATION OF EARPLUGS IN AN ACOUSTICAL TEST FIXTURE

Guilhem Viallet¹, Franck Sgard², Frédéric Laville¹, Jérôme Boutin²

¹Département génie mécanique, École de technologie supérieure
1100 rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

²Institut de Recherche Robert Sauvé en Santé et en Sécurité du travail
505 Boulevard de Maisonneuve Ouest, Montréal, Québec, Canada H3A 3C2

Cet article a été publié dans la revue *Journal of the Acoustical society of America* en septembre 2014 (vol.136, issue 3).

3.1 Abstract

Acoustical test fixtures (ATFs) are currently used to measure the attenuation of the earplugs. Several authors pointed out that the presence of an artificial skin layer inside the cylindrical ear canal of the ATFs strongly influenced the attenuation measurements. In this paper, this role is investigated via a 2D axisymmetric finite element model of a silicon earplug coupled to an artificial skin. The model is solved using COMSOL Multiphysics (COMSOL®, Sweden) and validated experimentally. The model is exploited thereafter to better understand the role of each part of the earplug/ear canal system and how the energy circulates within the domains. This is investigated by calculating power balances and by representing the mechanical and acoustical fluxes in the system. The important dissipative role of the artificial

skin is underlined and its contribution as a sound transmission pathway is quantified. In addition, the influence of both the earplug and the artificial skin parameters is assessed via sensitivities analyses performed on the model.

3.2 Introduction

A widespread solution used to protect the workers from noise overexposure consists in using hearing protection devices such as earplugs (EPs) or earmuffs. One way of assessing the acoustical performance of EP is to use acoustical test fixtures (ATFs, ANSI/ASA S3.36, 2012) instead of human subjects to measure their insertion loss (IL) in the case of a continuous or impulsive noise (ANSI/ASA S12.42, 2010). In the case of continuous noise, the measured IL corresponds to the difference between of the sound pressure levels measured in the open and the occluded ear simulator placed inside the ATF. This ear simulator consists of an artificial ear canal (EC) terminated by a 60711 style coupler (in accordance to the standard ANSI/ASA S12.42, 2010) which represents an average human eardrum together with a portion of the EC.

Research works have been carried out to compare the IL of EPs measured on ATFs and the attenuation obtained from standardized measurements on human subjects (see Schroeter, 1986; Schroeter and Poesselt, 1986; Kunov and Giguère, 1989; Giguère and Kunov, 1989; and Berger et al., 2012). The agreement between attenuation measurements carried out on human subjects and ATF depends on the ATF models and the types of tested EPs. (Schroeter and Poesselt, 1986) found a general good agreement but errors as large as 20 dB were reported for some EPs. In Giguère and Kunov (1989) a good correlation was found for the EP V-51r but errors between 7 and 12dB were observed for the EPs Ultrafit (3M) and Classic (3M) from 125 Hz to 500 Hz. In this last work, the authors also underlined the large effect of an artificial skin layer inside the EC on the insertion loss of earplugs (in excess of 40 dB at low frequencies for some devices). In the recent development of standardized ATFs, a silicon lining which simulates the flesh inside the EC has been used to meet a standard requirement (ANSI/ASA S12.42-2010). In the following, the term “artificial skin” will refer to this silicon

lining. Berger et al. (2012) have tested two ATFs newly released to meet those requirements. They found that advances in the design of the artificial skin contribute to improve the comparisons between IL measured on ATFs and measurement on human subjects but discrepancies still exist. Even if these ATFs have been studied thoroughly and constitute the best way to measure the attenuation of the EPs without involving human subjects, the mechanisms of the sound transmission pathways through the EP coupled to the EC with an artificial skin are not documented. A better understanding of those mechanisms can help to explain the discrepancies mentioned above which can be due partly to the dynamical properties of the material used for the artificial skin. The evaluation of the influence of these dynamical properties can be achieved via a modeling tool which simulates the IL of an EP in that ATF configuration. Such a model can be used to identify precisely the role of the artificial skin in the EP attenuation and to easily test different set of dynamic properties. Two modeling approaches used to simulate the attenuation of an EP have been identified in the literature and are presented in the next two paragraphs.

The first modeling approach is the use of lumped models based on electro-mechano-acoustic analogies. Hahn (1985) developed a lumped model of a cylindrical EC occluded by a rigid EP (EP-EC system). This model has the originality to take into account the coupling between the EP and the skin but neglects the “direct” sound transmission pathways via the skin. More recently, Hiselius (2004, 2005) developed two-port models. The author coupled a lumped model of the open EC (Kringelbotn, 1988) with the mechanical impedance of the EP obtained by measurement. This model was used to predict the attenuation of three relatively rigid types of EPs (Bilsom 202, 555, and 303) up to 4 kHz. In these models, the study was limited to rigid walled EC and the author indicated that the surrounding tissues around the EC might have an important effect on the prediction of the sound attenuation.

The second modeling approach is the use of numerical models such as the finite element method (FEM) to solve the partial differential equations of the EC-EP system. James (2006) developed a finite element (FE) model of an experimental set-up representing a double protection device on a human head. To physically model the EP inserted into the EC, the set-

up included an acrylic cylinder with a partial insert at its open end of a silicon cylinder (representing the EC soft tissues) in which an EP (E.A.R classic) was inserted. The author used this model to predict the double protection attenuation but did not investigate the attenuation of the sole EP and the contribution of the different sound transmission pathways. In Viallet *et al.* (2011), the authors accounted for the biological tissues surrounding the ear canal via a mechanical boundary impedance condition but did not take into account the part of the incident acoustic energy which could be transmitted to the earplug through the skin. In Viallet *et al.* (2013b), the question of the validity of a 2D axisymmetric geometry for the occluded EC was investigated but this study was restricted to rigid walled ECs. Different geometry reconstruction methods were compared in order to use a 2D axisymmetric FE model of the EC-EP system rather than a full 3D model to predict an individual IL. The authors confirmed that a rigid walled occluded EC model tended to overestimate the attenuation which can be measured in “real life” situations or on ATF because the skin tissues around the EC were not accounted for. Furthermore, no model of the EP attenuation in the ATF configuration and therefore no comparisons between ATF IL measurements and simulations could be identified in literature.

The main objective of this work is to investigate the acoustic behavior of a custom molded EP placed in an artificial cylindrical EC excited acoustically. The EC is made up of metal cylinder enclosing a silicon lining which simulates the skin. The configuration of interest is similar to an EP placed in an ATF without the pinna. The specific objectives are (i) to predict the IL of an EC occluded by a silicone custom molded EP using a 2D axisymmetric FE model, (ii) to quantify the contribution of the sound transmission pathways due to an airborne excitation, (iii) to determine the mechanical fluxes and acoustic intensity to better understand how the energy circulates in the system, and (iv) to evaluate the effect of the mechanical and geometrical parameters used for the artificial skin and the EP on the predicted IL.

The methodology comprises three steps. (i) To develop 2D axisymmetric FE models for both the open and the occluded EC surrounded by the artificial skin (section 3.3). (ii) To validate the FE models via an experimental setup using the ATF 45CB (G.R.A.S. Sound & Vibration

AS, Denmark) without the pinna (section 3.4). (iii) To use the validated models to quantify precisely the contribution of each sound transmission pathways via power balance calculations in the system (section 3.5.1) and to analyze the mechanical and acoustical energy fluxes in the system (section 3.5.2). The effects of both the artificial skin and the EP parameters (geometrical and mechanical) on the IL predictions are studied via sensitivity analyses (section 3.5.3).

3.3 Finite element models of the open and occluded external ear canals

3.3.1 Hypotheses, boundary conditions and loads

The open and occluded ear canals finite element models have been described in Viallet *et al.* (2013b) for a rigid walled EC. In this work, there is an additional solid domain surrounding the EC cavity corresponding to a cylindrical silicon layer that simulates the skin. This cylindrical silicone layer is inserted in a rigid steel cylinder. Figure 3.1 illustrates the open and the occluded EC associated to the 2D axisymmetric FE models of these specific configurations.

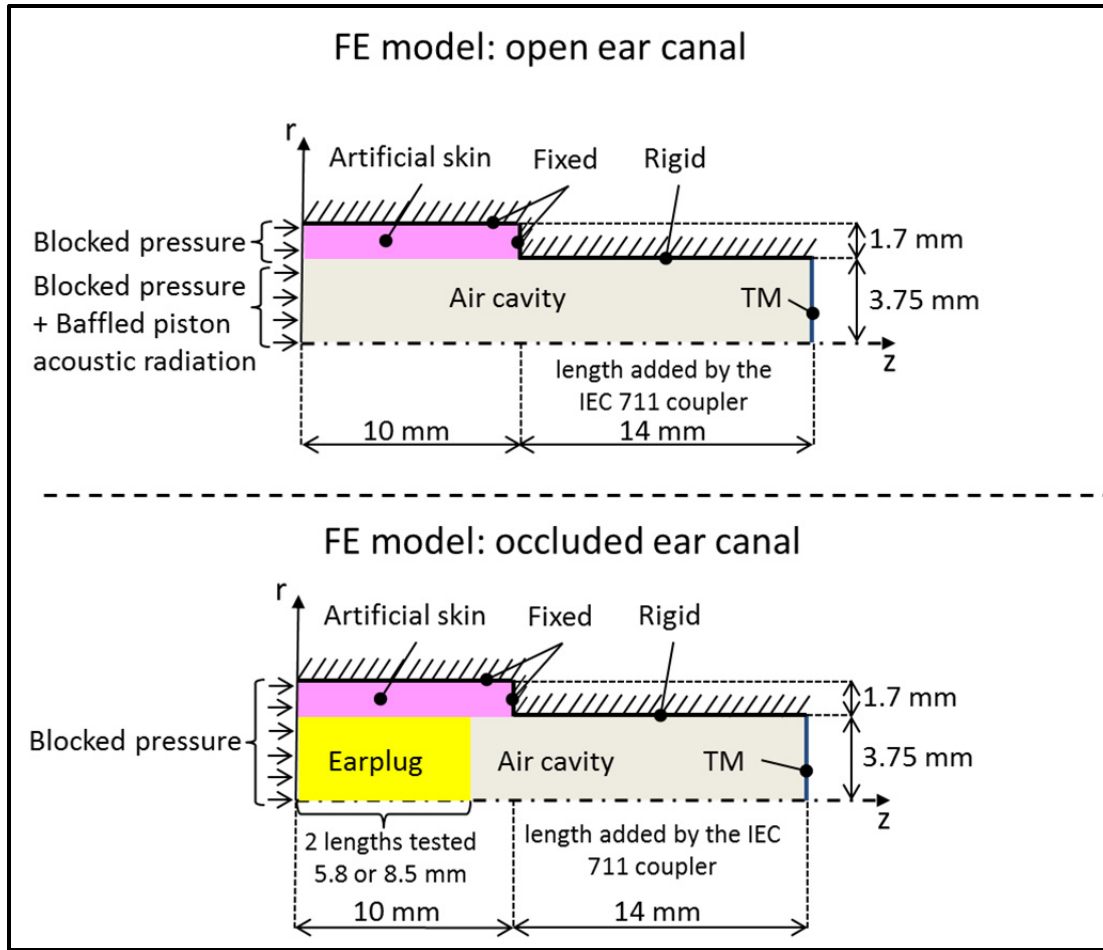


Figure 3.1 : Schematic representation of the open (top) and occluded (bottom) EC FE models

The 2D axisymmetric FE model of the open ECs (upper part of Figure 3.1) is supposed to be inserted in a rigid baffle and excited by a blocked pressure field which is generated by a normal incident acoustic plane wave. Note that in the proposed model, the interaction of the external sound field with the artificial head is simplified. The EC is indeed assumed to be embedded in a flat rigid baffle rather than in the ATF. This assumption simplifies considerably the FE calculation since the blocked pressure impinging on the EC entrance is simply twice the incident pressure. The relevance of this simplification is supported by two observations. Firstly, IL measurement comparisons carried out for an occluded rigid EC (Viallet *et al.*, 2013a) inserted in a baffle or in the ATF did not reveal significant differences. This indicates that the scattering effect introduced by the geometrical shape of the head is not

significant on the measured IL of an EP in the frequency range of interest. Secondly, the insertion loss of the baffle is comparable with the large self insertion loss of the ATF (higher than 60 dB), measured without the pinna (see ANSI/ASA S12.42, 2010). The EC is terminated by a tympanic membrane which acts as a locally reacting boundary impedance condition (impedance of the coupler IEC 60711). A specific acoustic impedance boundary condition corresponding to the radiation impedance of a baffled circular piston (Schroeter and Poesselt, 1986) is introduced at the entrance surface to account for the coupling of the open EC with the external fluid. The external fluid loading acting on the artificial skin together with its sound radiation in the external medium is neglected.

The lumped model corresponding to the coupler IEC 60711 is documented in (IEC 60318-4, 2010) and summarized in (Viallet *et al.*, 2013b). It should be recalled that the components of the lumped model of the coupler can be separated into two categories. The first one accounts for the effect of the tympanic membrane, including the effect of the middle and the internal ear. The second one corresponds to a portion of the EC added by the coupler. This length was estimated to be 14 mm (see Viallet *et al.*, 2013b) and is directly introduced in the geometrical model because the total length of the EC is desired in order to calculate power balances in the full EC.

In the open EC model, the unknowns are the pressure field inside the EC and the displacement field in the artificial skin solid domain. The inner part of the EC is considered as an air cavity where the pressure field is governed by the Helmholtz equation. The artificial skin is considered as an elastic isotropic solid and its displacement field satisfies the elastodynamic equations. For the occluded EC (lower part of Figure 3.1), the previous system is split into three domains; two solid parts (the EP and the skin) and one fluid cavity (the remaining part of the EC). As a first approximation, the EP is supposed to be flush-mounted into the baffle. The coupling of the external fluid with the EP is neglected. The EP is considered as an elastic isotropic solid. For more details about the fluid-structure formulation and its implementation with the FE method, the reader may refer to Zienkiewicz and Taylor, (2005).

3.3.2 Insertion loss calculation

The software COMSOL Multiphysics (v.4.3b COMSOL®, Sweden) is used to solve both open and occluded cases. All the domains are meshed using quadratic tetrahedron elements ($\lambda/4$ criterion). The linear systems are solved using the MUMPS (MULTifrontal Massively Parallel Sparse) direct solver already implemented in the software. Both open and occluded ear canal sound pressures averaged over the eardrum area are calculated and the attenuation of the earplug (IL) is then obtained from the following equation:

$$IL = L_{p,open} - L_{p,occluded} \quad (3.1)$$

Where $L_{p,open}$ and $L_{p,occluded}$ denote the sound pressure levels in the open and occluded configuration respectively.

3.3.3 Material properties

The studied EP is a custom made silicon earplug (liquid silicon rubber-9700-5). The mechanical parameters of the silicon used in the calculations were characterized in a laboratory using a dynamic mechanical analyzer (DMA). In the frequency range of interest and for an ambient temperature of 22 degrees Celsius, this silicon was found weakly viscoelastic, so that the elastic parameters can be taken as constant. The values of these parameters are: 1.2 Mpa (Young's modulus); and 0.12 (isotropic loss factor). Note that for the Poisson's ratio, the value used corresponds to that proposed by (Sgard *et al.*, 2010) for a similar type of silicon. The EP density was estimated to be 1050 kg.m⁻³. The Young's modulus of the artificial skin along the ear canal wall was assessed using a hardness test. A measurement with a durometer provided a value about 55 (in scale of shore OO) which meets the criterion defined in ANSI/ASA S12.42-2010. Using linear elastic indentation hardness, a relation between the ASTM D2240-00 hardness and the Young's modulus for elastomer derived by Gent (1958) and by Mix and Giacomini (2011) gave a Young modulus of about

0.42 Mpa. The density was found to be about 1150 kg.m⁻³ Values of 0.43 and 0.2 were chosen for the skin Poisson's ratio and for the skin isotropic loss factor, respectively.

3.3.4 Calculation of power balances

Once the 2D axisymmetric FE model has been validated, it can be used to calculate power balances to quantify the energy transfers per unit time between the different solid and fluid domains. The calculation of the powers at each interface is described in the following. From Equations (3.2) to (3.6), $\Re[x]$ refers to the real part of complex variable x .

The power injected by the blocked pressure excitation is expressed by:

$$\Pi_{inj} = \frac{1}{2} \Re \left[\int_S \bar{p} \mathbf{n} \cdot \mathbf{v}^* \right] \quad (3.2)$$

It corresponds to the real part of the amplitude of the blocked pressure \bar{p} times the normal component of the complex conjugate of the structural velocity, integrated over the outer face of both the EP and the artificial skin part. For a solid-solid interface, the exchanged power is expressed as:

$$\Pi_{exch\ s1/s2} = \frac{1}{2} \Re \left[\int_S \underline{\underline{\sigma}} \mathbf{n} \cdot \mathbf{v}^* dS \right] \quad (3.3)$$

where $\underline{\underline{\sigma}}$ is the structural stress tensor. For a fluid-solid interface, the exchanged power is expressed as:

$$\Pi_{exch\ f/s} = \frac{1}{2} \Re \left[\int_S p \mathbf{n} \cdot \mathbf{v}^* dS \right] \quad (3.4)$$

where p denotes the acoustic pressure in the air cavity. Finally, the power dissipated inside the structural domains is expressed by:

$$\Pi_{diss} = \frac{1}{2} \Re \left[-j\omega \int_S \underline{\underline{\sigma}} : \underline{\underline{\varepsilon}}^* dS \right] \quad (3.5)$$

where $\underline{\underline{\sigma}} : \underline{\underline{\varepsilon}}$ denotes the double dot tensor product between the structural stress tensor and the structural strain tensor. Note that it is assumed that no internal dissipation occurs inside the fluid cavity. The power balance for a given domain writes:

$$\Pi_{inj} + \Pi_{exch,s1/s2} + \sum \Pi_{exch,f/s} + \Pi_{diss} = 0 \quad (3.6)$$

In the case of the air cavity, only the term $\sum \Pi_{exch,f/s}$ remains in Equation (3.6). The results associated with those calculations are presented in section 3.5.1.

3.3.5 Sensitivity analysis to the artificial skin and the earplug parameters

In order to study the effect of both the artificial skin and the EP parameters on the predicted IL, two separate sensitivity analyses are performed. For each analysis, the effects of the four mechanical parameters mentioned in section 3.3.3 are tested. In addition, the effects of both the skin thickness and the EP length are considered. The range of tested values is reported in Table 3-1. For each analysis, the parameters of the domain which are not tested are fixed to the values mentioned in section 3.3.3 (mechanical parameters). When the skin parameters are tested, the EP length is fixed to 7.5 mm (center values of the values tested in the experimental validation of the model, see section 3.4). When the EP parameters are tested, the skin thickness is fixed to 1.7 mm (value measured on the ATF EC, see section 3.4).

Tableau 3-1 : Range of values associated to the two sensitivity analyses performed on the model

Sensitivity analysis 1: ARTIFICIAL SKIN					
Code level	Young modulus [Mpa]	Density [kg.m-3]	Poisson's Ratio	Isotropic loss factor	Thickness [mm]
-1	0.34	920	0.36	0.16	1.36
+1	0.50	1380	0.49	0.24	2.04
EP parameters (fixed)	1.2	1150	0.48	0.15	EP length 7.5 mm
Sensitivity analysis 2: EARPLUG					
Code level	Young modulus [Mpa]	Density [kg.m-3]	Poisson's Ratio	Isotropic loss factor	Length EP [mm]
-1	0.96	840	0.36	0.12	6
+1	1.44	1260	0.49	0.18	9
Skin parameters (fixed)	0.42	1050	0.43	0.2	Skin thickness 1.7 mm

The values for the different code levels chosen for the mechanical parameters correspond to a variation of $\pm 20\%$ around the values proposed in section 3.3.3 (for the mechanical parameters) and in section 3.4 (for the skin thickness). Note that for the EP length, the values (6 mm and 9 mm) correspond to rounded values close to those used for the experimental validation. These choices have been made in order to keep a comparable range of variation for all the parameters. Note that the code level +1 for the Poisson's ratios is limited to +10% in order to not exceed the theoretical limit of 0.5. The IL is then calculated using all the possible combinations of these factors (total of $32 * 2$ IL calculations, corresponding to $2 * 2^5$ design of experiment). Two multi-variance analyses are then performed with the help of the software STATGRAPHICS Centurion V16.1.11 (STATPOINT TECHNOLOGIES, Inc. Warrenton, VA). The results of these analyses provide the 1st order effect of each parameter, i.e. the variation in dB around the average value of the IL when the parameter goes from the -1 level to the +1 level codes. In addition, the effects on the IL due to the interactions between the different parameters for one given domain are also calculated. The results of these sensitivity analyses are presented in section 3.5.3.

3.4 Experimental validation of the model

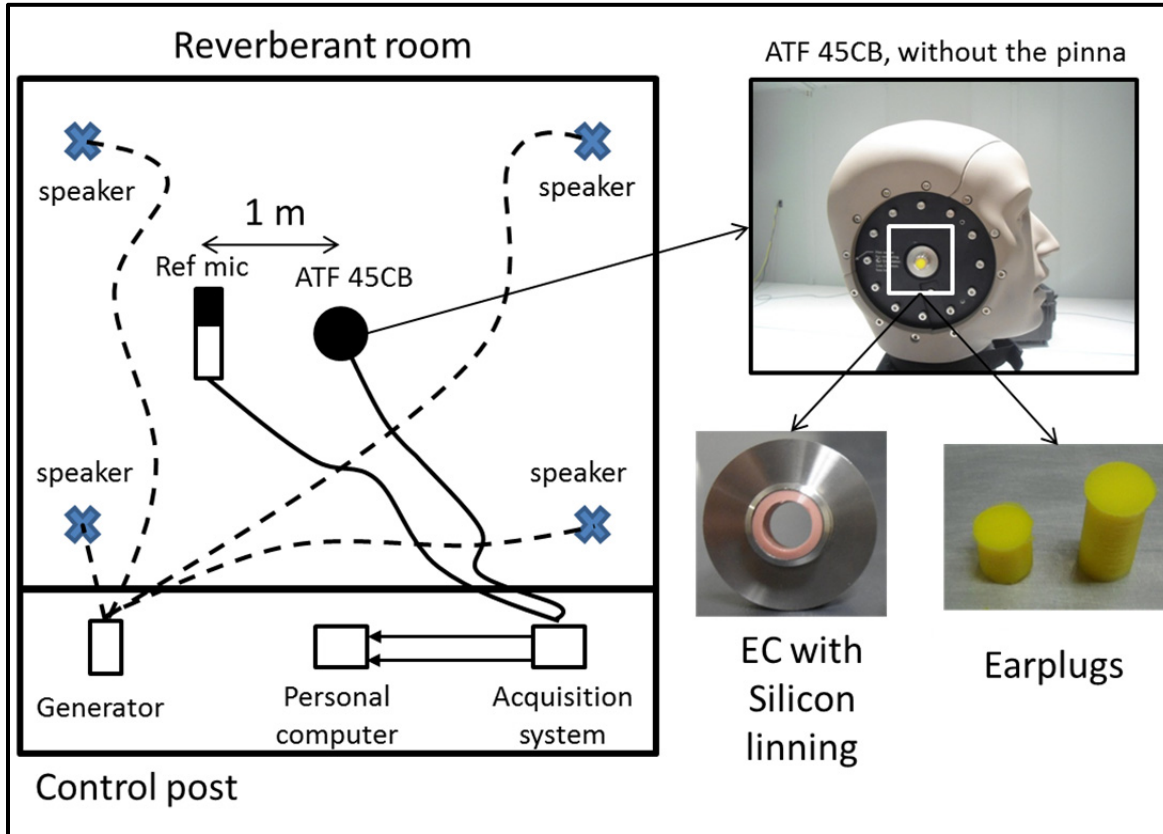


Figure 3.2 : Experimental setup use in order to validate the 2D axisymmetric FE model

The experimental setup used to validate the FE model presented in section 3.3.1 is illustrated on Figure 3.2. The GRAS ATF 45CB (G.R.A.S. Sound & Vibration AS, Denmark), without the pinna, is placed in the center of a reverberant room and the EC center is located at a height of about 1,70 m above the ground. The pinna has been removed to allow for comparisons with the axisymmetric FE model predictions. The reason for choosing a reverberant field excitation rather than a free field excitation has been dictated by practical constraints. Given the small size of the system compared to the acoustic wavelength, replacing the diffuse field in the experimental set-up by a normal incidence plane wave in the model was thought to be a valid assumption. This has been confirmed by comparing the IL of an EP inserted in a rigid walled EC measured in a semi-anechoic room for normal incidence

excitation and in a reverberant room for a diffuse field excitation. In the first case, the system was embedded in a rigid baffle while in the second case the system was inserted in the ATF 45CB (without the pinna, (Viallet *et al.*, 2013a)) In these two configurations, no significant differences were found between the measured ILs. The ATF is excited acoustically with a pink noise produced by a Larson Davis SRC20 (Depew, NY) generator in the frequency range [50 Hz, 5000 Hz]. Four speakers (type JAMO® S628, Klipsch Group, Inc. Denmark) are connected to the generator in order to obtain an overall sound pressure level of around 110 dB in the frequency range of interest. The speakers are positioned at each corner of the room in order to obtain a diffuse field. In the open and occluded case, the sound pressure level is measured in the EC using a $\frac{1}{2}$ '' pressure microphone type AG40 (G.R.A.S. Sound & Vibration AS, Denmark) included in the coupler IEC711. For the occluded case, a cylindrical piece of LSR-9700-5 silicon representing the EP is molded directly into the EC. A reference $\frac{1}{2}$ '' pressure microphone (BSWA Technology Co., China) is placed at 1 m from the ATF in order to get the transfer function between this microphone and the microphone of the coupler IEC711 for both the open and the occluded EC cases. Then the difference of these two transfer functions is calculated in order to obtain the IL (see eq (3)). The two microphones signals are measured using an acquisition system type 01dBStell (SYMPHONY system, 01dB METRAVIB, ACOEM, France) and post processed with the associated software (dBFA suite, v4.9 01dB METRAVIB, ACOEM, France). The measurements are carried out in narrow band with a 1 Hz frequency step (10 Hz for the model to limit the resolution time). The mechanical parameters of the EP were only characterized at temperatures up to 30°C (see section 3.3.3). For this reason, the ATF EC heater was deactivated and all the tests were performed at ambient temperature about 22°C.

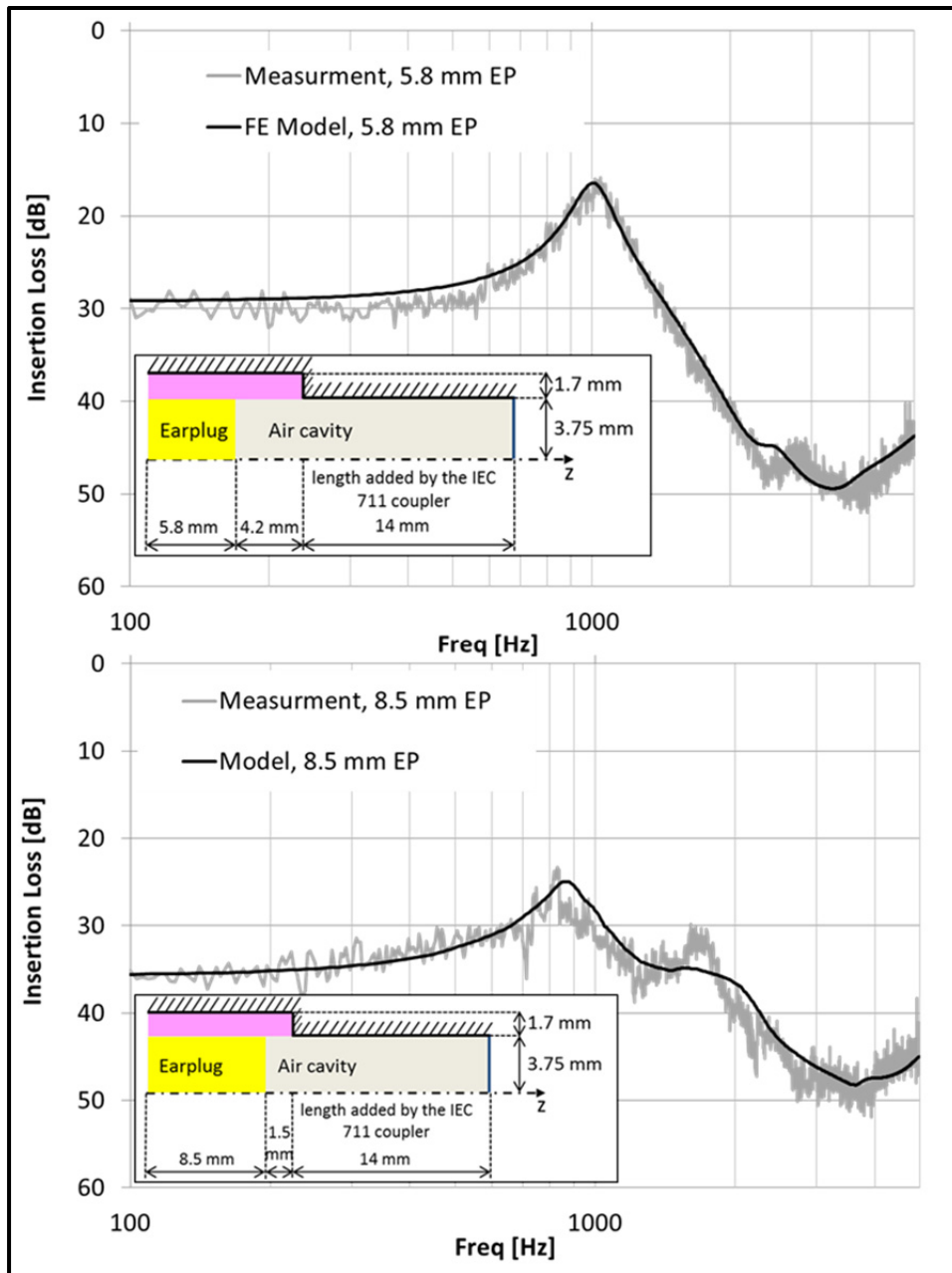


Figure 3.3 : Comparisons between measured and simulated ILs.
Top: 5.8 mm EP; Bottom: 8.5 mm EP

Figure 3.3 displays the comparisons between the measured and the simulated ILs (according to the model described in section 3.3) for two EP lengths tested. In both configurations, the predicted results are in good agreement with the experimental ILs. Minor differences appear around 2 kHz for the 8.5mm EP and around 3 kHz for the 5.8 mm EP. A possible explanation

is that the damping in the system is not correctly assessed in these frequency zones. In Viallet *et al.* (2013b), the model was successfully compared with experiments in the case of a similar configuration involving a rigid walled EC. However, the authors pointed out that the obtained ILs were far from those measured on human subjects using the real attenuation at threshold method (REAT). Here, the range of values of IL is closer to that obtained with the REAT technique (Berger *et al.*, (2003) table 10.2 p.420). These results confirm the importance of taking into account the skin to predict the attenuation of EPs. In both cases, the IL is relatively flat up to the first resonance frequency of the EP which is around 1 kHz for the 5.8 mm EP and around 800 Hz for the 8.5 mm EP. These resonances have been also observed in the literature (see Sgard *et al.* (2010); Viallet *et al.* (2013b); James (2006)). Beyond this resonance frequency, the IL progressively increases up to 5 kHz. As expected a longer EP has a higher insertion loss especially in the low frequency bands (see (Tufts et al., 2013a, 2013b) for custom molded EP and (Berger, 2013) for Classic EP). The difference observed here is about 6 dB between the “long” and the “short” EPs up to 1 kHz.

The model being validated, it can now be used to quantify the contribution of each sound transmission pathways in the system, and to test the sensitivity of the model with respect to the skin and EP mechanical and geometrical parameters. This investigation is helpful to understand the role of the skin when coupled to an EP and to optimize the performance of the EP ultimately.

3.5 Results and discussion

This section is organized as follows. Section 3.5.1.1 presents the simulated power balances in the system. Section 3.5.1.2 considers the mechanical fluxes and the acoustical intensity vectors in the system. For these two sections, the results are presented for the two EP lengths tested in section 3.4. Finally, Section 3.5.1.3 shows the results of the sensitivity analyses of the IL associated with the variation of the EP and the artificial skin parameters.

3.5.1 Power balances in the system

This section presents the calculation results for the power balances presented in section 3.3.4. These power balances can be calculated globally (for the complete system) or for a given domain. The results are divided in three subsections. Firstly, the power balances are showed for the complete system without showing the powers exchanged internally between the different domains. This representation allows for identifying the parts of the injected power which are dissipated in the skin or in the EP or transmitted to the air cavity and therefore to the TM. Secondly, to complete this representation, the power exchanged at the interface artificial skin - EP is presented to underline the coupling effect between the two domains. Thirdly, the power balances are shown for the air cavity in order to quantify the contribution of the sound transmission pathways to the TM via the skin and via the EP. For the three subsections, two types of graphical representations are used in parallel. The first one corresponds to the power spectra levels which flow in or out a given domain and defined by:

$$\Pi_{x,dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{|\Pi_x|}{\Pi_0} \right) \quad (3.7)$$

where Π_x can be an injected, an exchanged, or a dissipated power (in W) and Π_0 is a reference value chosen as 10^{-12} W. The second representation illustrates the ratio of the different types of powers over the total injected power (sections 3.5.1.1 and 3.5.1.2.2). In this case, this ratio is defined by:

$$\Pi_{x,\%} = \left| \frac{\Pi_x}{\sum \Pi_{inj}} \right| * 100 \quad (3.8)$$

Where $\sum \Pi_{inj}$ corresponds to the sum of the power injected by the excitation to the EP and the artificial skin. In the case of the air cavity, the ratios are calculated differently because of the low order of magnitudes of the exchanged powers in this domain compared to that of the injected power. They quantify the different exchanged powers which flow in or out the air cavity through a given interface relative to the total power which comes into the domain,

counted positive and referred to as input power. Note that this input power is also equal to the opposite of the total power which comes out from the domain, counted negative and referred to as output power. This ratio is expressed by:

$$\Pi_{x\pm,\%} = \left| \frac{\Pi_{x\pm}}{\sum \Pi_{x,input}} \right| * 100 \quad (3.9)$$

For a given interface, this direction of the flow can change as a function of frequency. This direction is recalled in all the figure captions.

3.5.1.1 Power balances in the whole ear canal-plug system

Figure 3.4 illustrates the calculated power spectra levels related to the injected power (EP+ artificial skin) and the power exchanged between the air cavity and the TM. The dissipated power spectra levels in the EP and in the artificial skin are displayed on the same figure. The results are plotted for the two EP lengths. Figure 3.5 shows the ratios of those powers over the injected power.

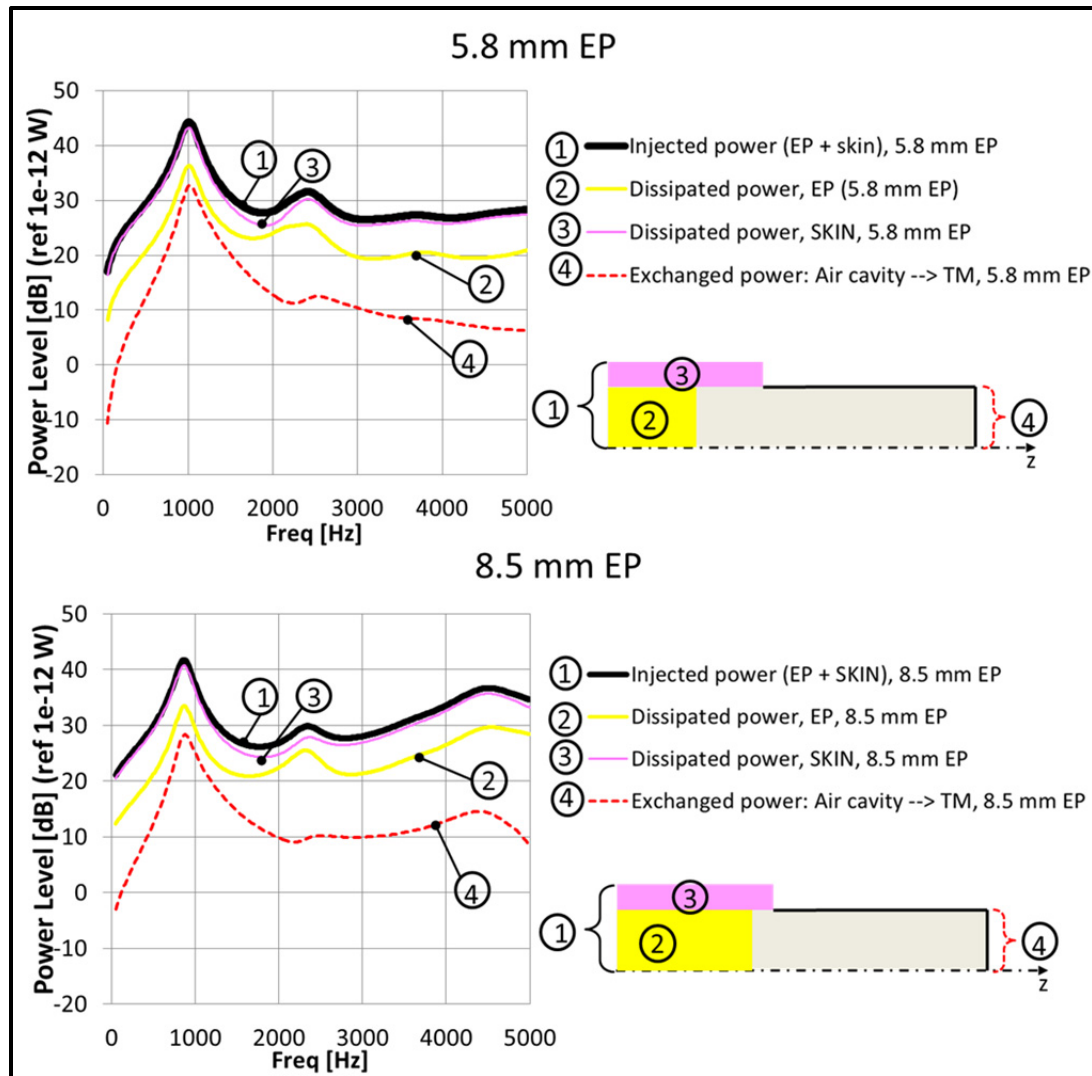


Figure 3.4 : Power spectra levels associated to the injected power, to the dissipated powers (for both the EP and the artificial skin), and to the power exchanged between the air cavity and the TM.

Numbers 1 to 4 corresponds to the different geometrical zones where the powers are calculated. Top: 5.8 mm EP. Bottom: 8.5 mm EP

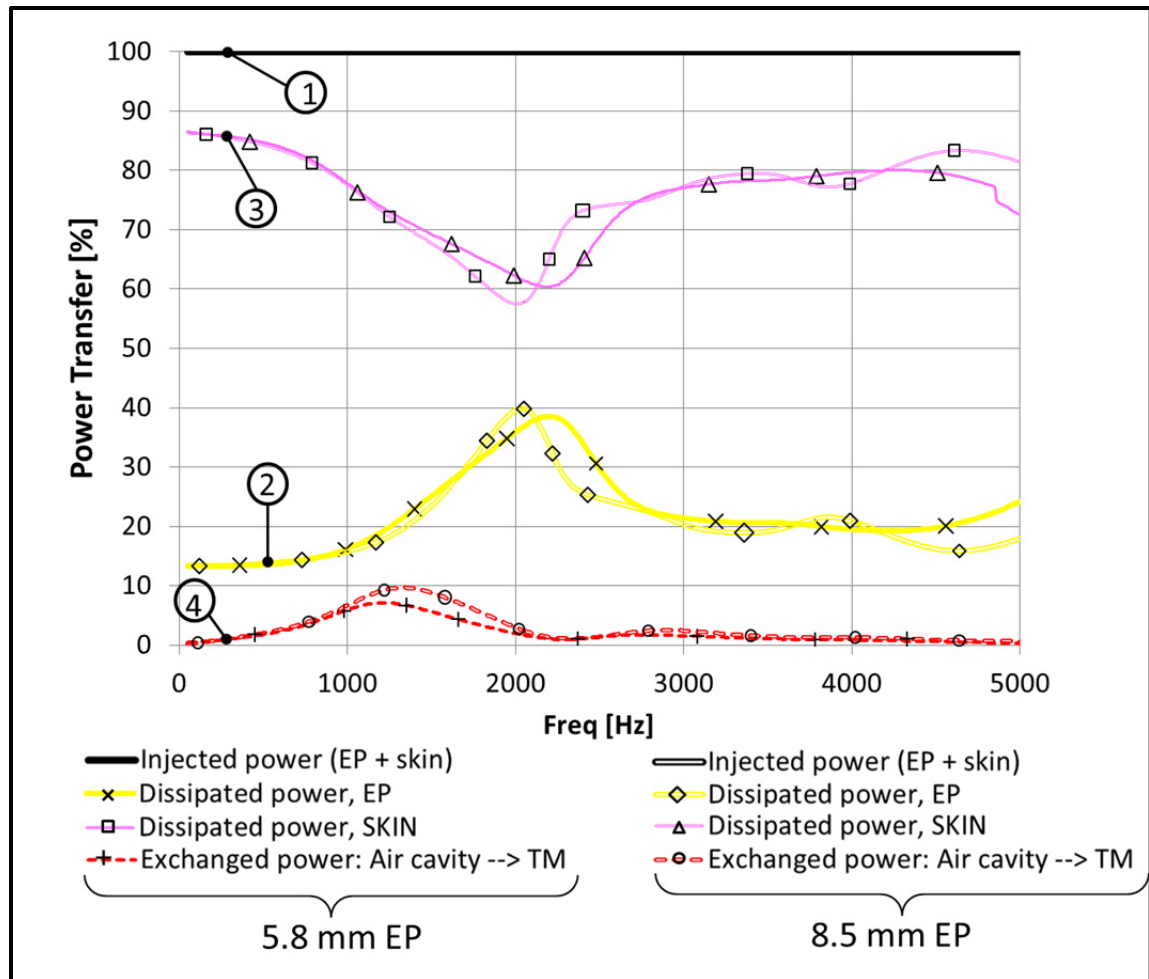


Figure 3.5 : Ratio of powers (dissipated in the EP or in the artificial skin and exchanged between the air cavity and the TM) over the injected power (artificial skin + EP). Numbers 1 to 4 refers to the same geometrical zones recalled in the caption of figure 3.4 where the different types of powers are calculated

The attenuation of the EP is related to the way the injected power flows in the system. The power which is not dissipated in the EP or in the artificial skin is then transmitted to the air cavity and therefore contributes to the sound pressure level at the tympanic membrane. Even if local frequency differences between the powers spectra levels associated with the two tested EP lengths exist (Figure 3.4), the observation of the ratio reveals an important similarity between the two configurations (Figure 3.5). In both cases, most of the injected power is dissipated in the artificial skin (between 60 and 85 %). A smaller part of the injected

power is dissipated inside the EP, between 10 and 40%. The fact that the artificial skin has a higher loss factor and a lower Young modulus than those of the EP (see section 3.3.3) can explain the high dissipation ratio obtained for that domain. In addition, part of the injected power (via the EP or via the artificial skin) are exchanged between these two domains before being dissipated internally or transmitted to the air cavity. This coupling can be studied more formally by representing the power exchanged at this interface (see section 3.5.1.1).

The remaining part of the injected power (less than 10 %) is transmitted to the air cavity and therefore to the TM. The maximum ratio of the power exchanged between the air cavity and the TM to the injected power is achieved in the frequency zone between 1 kHz and 2 kHz which corresponds to the lowest EP attenuation. Even if this last ratio is relatively small, it is enough to induce a non-negligible power level at the TM. This power exchanged between the air cavity and the TM can be decomposed in two transmission pathways, one through the artificial skin and the other one through the EP. The associated results are presented in section 3.5.1.3.

3.5.1.2 Power exchanged at the interface between the earplug and the artificial skin

The left part of Figure 3.6 shows the power spectra levels calculated at the interface between the EP and the artificial skin. Its right part shows the power exchanged at the same interface in term of ratio over the power injected by the excitation to the system. Note that the minima observable in the left part of Figure 3.6 correspond to changes of the direction of the power flow. A solid line indicates that the power flows from the EP to the artificial skin and a dashed line represents the opposite direction.

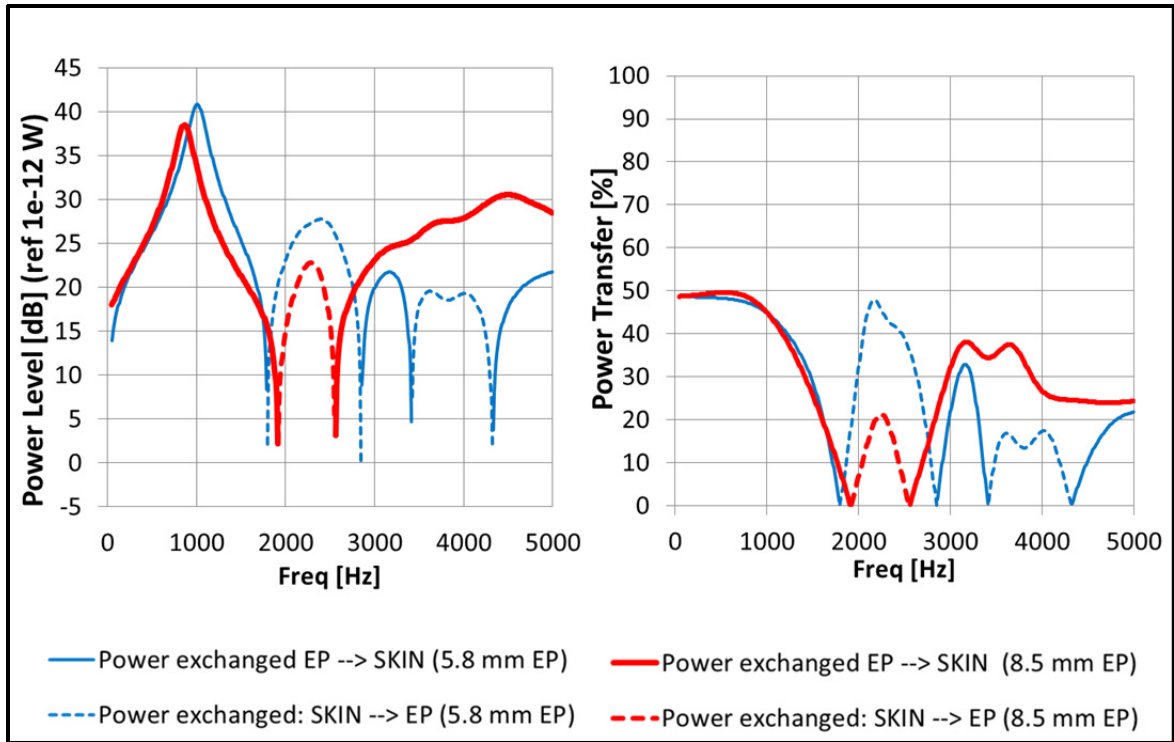


Figure 3.6 : Power spectra levels calculated at the interface between the EP and the artificial skin. Left: power spectra levels. Right: ratio of the exchanged power at the EP-artificial skin interface over the power injected to the EP + artificial skin by the excitation

Up to 1 kHz and for the two tested EP lengths, about 50 % of the injected power is transferred via the EP to the artificial skin. This is in this frequency zone that this ratio is the most important. The high dissipative effect of the artificial skin pointed out in the previous section is both due to its intrinsic mechanical parameters and to the important power transferred by the EP. This is consistent with the fact that from a mechanical viewpoint, the artificial skin plays the role of a soft boundary condition and controls the stiffness around the EP walls which governs the low frequency behavior of the system. The impact of this effect on the IL will be confirmed and quantified in section 3.5.3, by testing the sensitivity of the IL to the artificial skin parameters. From 1 kHz to 1.8 kHz, the ratio between the power exchanged at the EP-artificial skin interface and the injected power decreases progressively and the direction of the power exchanged between the two domains changes, from the artificial skin to the EP, between 1.8kHz and approximately 2.8kHz. This change of direction

is more pronounced in the case of the 5.8 mm EP, with a maximal ratio of about 50 %, versus a maximum of about 20 % for the 8.5 mm EP. Except for this difference of magnitude, the global behavior of the power is relatively close for the two tested EP lengths up to 3 kHz. In the remaining frequency range of interest, the dynamics of the system becomes more complex and noticeable differences appear between the two tested EP lengths for that exchanged power. This complexity is especially visible in the case of the 5.8 mm EP. In this case, the exchanged power changes its direction again and flows from the artificial skin to the EP between 3.5 kHz and 4.2 kHz. For the 8.5 mm EP, an important transfer of power occurs from the EP to the artificial skin, between 25% and 40% but the power flows in the same direction up to 5 kHz. A possible explanation for these differences is the fact that the modal density in that frequency zone for the 5.8 mm EP has been found larger than for the 8.5mm EP. Next subsection focuses on the results of the power balance calculations obtained for the air cavity.

3.5.1.3 Power balance in the air cavity

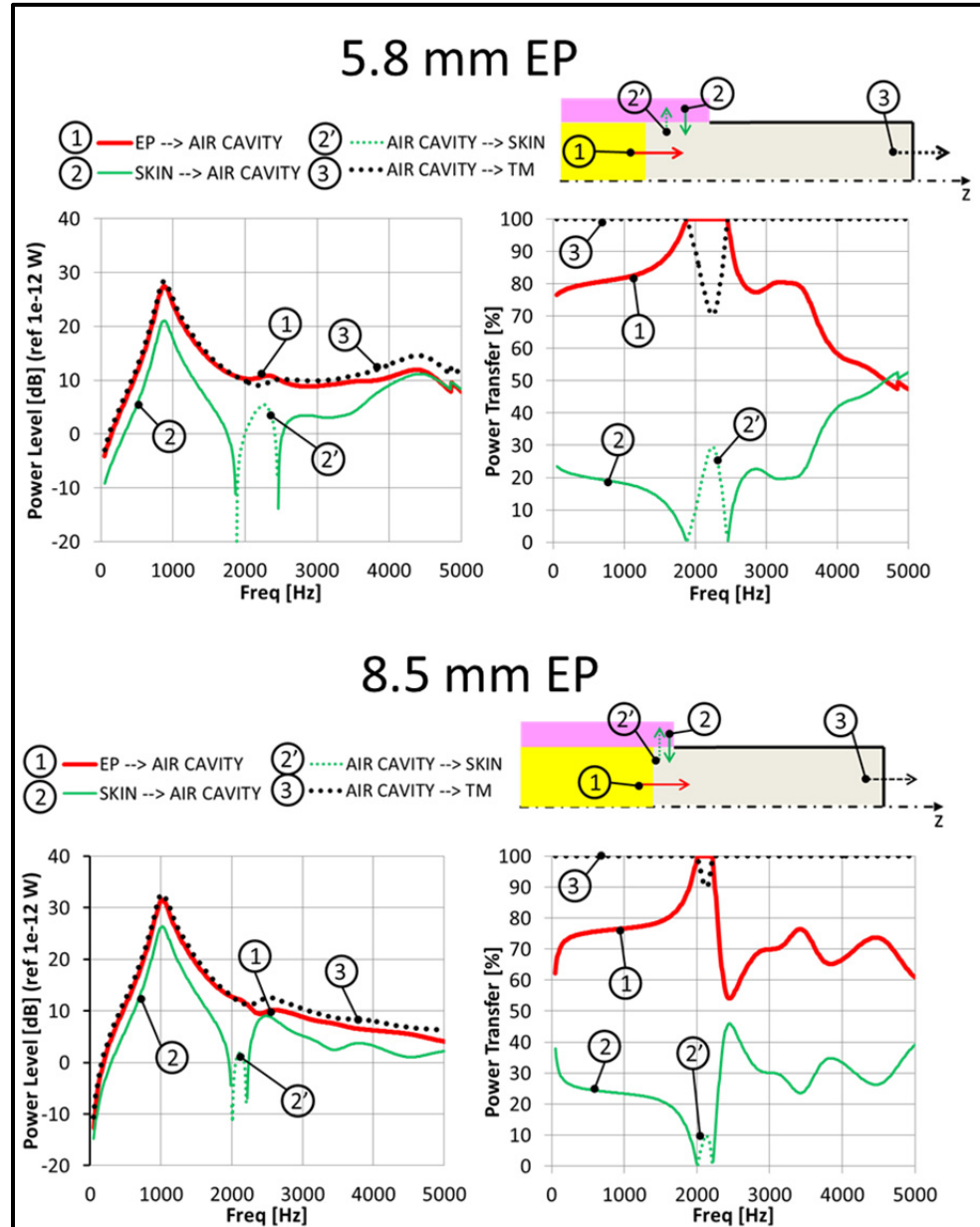


Figure 3.7 : Power balances in the air cavity. Top: 5.8 mm EP; bottom: 8.5 mm EP. Left part: power spectra levels corresponding to eq (7). Right part: ratio of each power exchanged over the total powers which flow in or out the air cavity, according to eqs (9) and (10)

The left part of Figure 3.7 displays the power exchanged between the air cavity and the EP, the artificial skin, and the TM, respectively. Its right part shows the ratio of these exchanged powers over the total powers which flow in or out the air cavity, according to Equation (3.9). A significant effect of the artificial skin is to introduce an indirect sound transmission pathway in the system. Up to 1.5 kHz, the part of the power that is not dissipated in the artificial skin is directly transmitted to the air cavity and therefore to the TM with slightly higher percentages for the shorter EP. This observation can be explained by the fact that the area of the interface between the artificial skin and the air cavity is larger for the shortest EP. Even if most of the power transferred to the tympanic membrane is due to the acoustic radiation of the EP (between 50% and 100%), the contribution of the artificial skin sound transmission pathway on the IL is clearly not negligible, especially up to 1.5 kHz and after 3 kHz. For the two tested EP lengths, it should be noted that around 2 kHz, part of the power flowing out from the EP to the air cavity is absorbed by the artificial skin. This effect is more pronounced in the case of the 8.5 mm EP. This observation indicates that in this frequency zone, the artificial skin can also contribute to decrease the sound pressure level at the tympanic membrane by absorbing the power coming out from the EP. This effect is relatively localized in frequency and at higher frequency, the power exchanged between the artificial skin and the air cavity becomes again directed towards the air cavity, with a slightly higher ratio for the 5.8 mm EP.

Addition numerical simulations (not shown here) have proved that in the configuration of an EP inserted in a rigid EC with fixed lateral boundary conditions (no skin, see Viallet *et al.* 2013b), both the injected power in the system and the ratio between the exchanged power at the EP-air cavity interface to the total injected power are smaller than those calculated for the configuration studied in this work. These two reasons can explained why the IL is overestimated in the rigid case. This is especially observable in the low frequency bands, up to 1 kHz.

The interpretation of the power balances in Figures 3.4, 3.5, 3.6, and 3.7 showed the role played by each part of the system. The contribution of the sound transmission pathways via

the EP or via the artificial skin has been quantified. Compared with a model of the EP attenuation in a rigid walled ear canal, these results confirm the importance of taking into account the surrounding artificial skin in a FE model in order to capture adequately the behavior of the system. The two principal effects of the artificial skin on the system have been underlined. The first one is the important dissipative role in the whole frequency range of interest. This effect is both due to the mechanical properties of the artificial skin and to the important part of the injected power which is transferred by the EP to the artificial skin before being dissipated. This is consistent with the expected role played by the artificial skin as a soft boundary condition around the EP walls. This effect will be quantified for the IL with the sensitivity analyses performed on the artificial skin parameters. The second effect corresponds to an indirect sound transmission pathway through the artificial skin to the air cavity which may become important especially below 1.5 kHz and above 3 kHz.

To get a more global picture of the system dynamics, the following section illustrates the mechanical fluxes and acoustic intensity vectors to better understand how the energy circulates in the system.

3.5.2 Mechanical fluxes and acoustical intensity vector in the system

Figure 3.8 displays the mechanical fluxes in the solid domains and the acoustical intensity vector in the air cavity. These vector quantities allow for visualizing how the energy circulates in the system. The mechanical fluxes and acoustic intensity vectors are represented by arrows, the direction of the arrows showing the direction in which the energy propagates. Their length and their thickness correspond to their magnitude. Different multiplicative coefficients (C_s and C_f in Figure 3.8) are used for each domain in order to improve the readability of the figures. The mechanical fluxes in the solid domains are represented together with the magnitude of the displacement field (color scale) and their associated deformed shapes. Three frequency zones can be identified where the system exhibits different acoustical behavior. These zones are: (1) from 50 Hz to 2 kHz, (2) from 2 kHz to 3 kHz, and (3) from 3 kHz to 5 kHz. Note that the air cavity is not fully represented because no

significant variations of the acoustical intensity vector (amplitude + direction) at a given frequency were found beyond a distance of approximately 4 mm from the inner face of the EP.

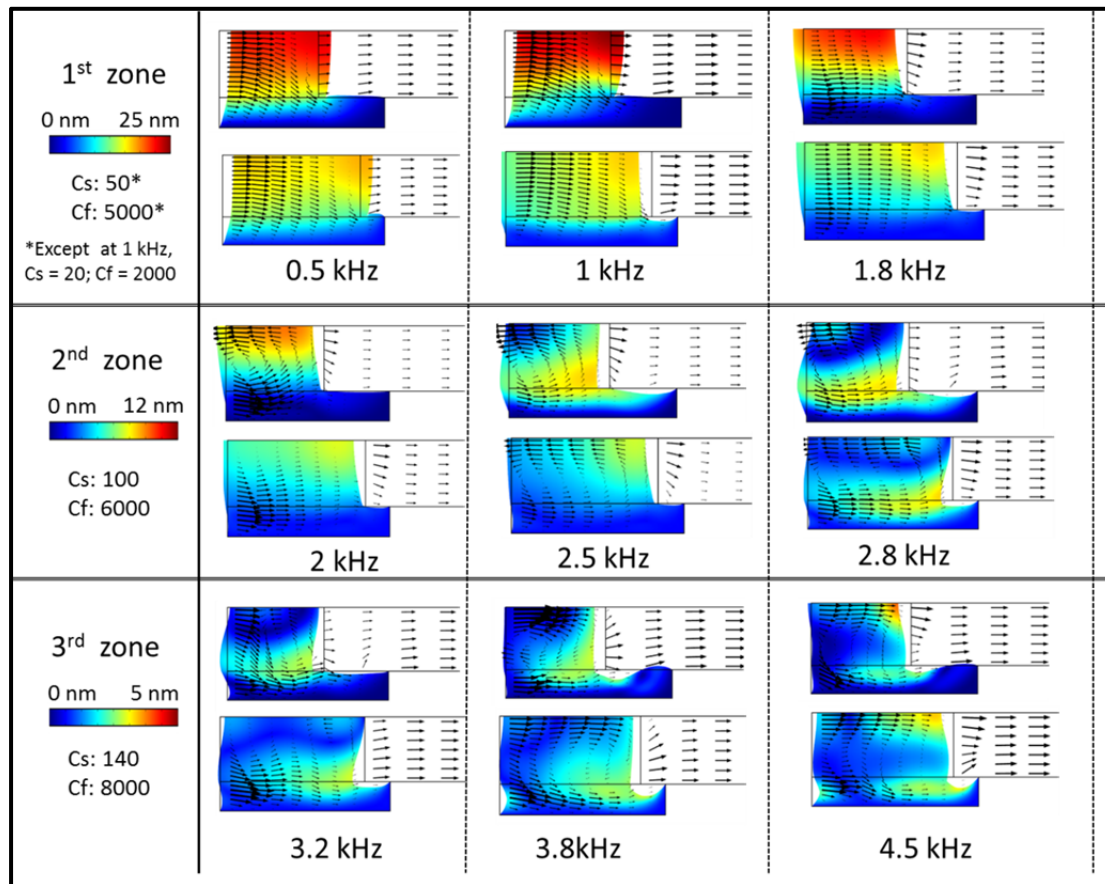


Figure 3.8 : Mechanical fluxes in the EP/artificial skin and acoustical intensity vector in the air cavity for the two tested EP lengths. At each frequency, the top image corresponds to the 5.8 mm EP and the bottom one to the 8.5 mm EP.

The mechanical fluxes are superimposed on the picture of the displacement field contour plot (EP and artificial skin) and of the associated deformed state. Cs and Cf correspond to multiplicative coefficients applied to the arrow magnitude representing the fluxes in the solids (EP and artificial skin) and in the fluid (air cavity). In each zone, the scale used for the amplitude of the displacement is adapted to correspond to the range obtained

The amplitude of the structural displacements may seem very small given the amplitude (1Pa) of the exciting sound pressure field but other authors such as James (2006) calculated

similar order of magnitude for the displacements at the rear of an acoustically excited Classic EP inserted in a tube made of silicon RTV material. The large increase of the mechanical flux amplitude at 1 kHz can be explained by the fact that this zone is near the first resonance frequency of each EP mentioned above (see Figure 3.3). This resonance has already occurred in the case of the 8.5 mm EP (around 800 Hz) and is almost reached for the 5.8 mm EP (around 1020 Hz). In the case of the 5.8 mm EP, the amplitudes of both the displacement field and of the fluxes are greater than those of the 8.5 mm EP. This is coherent with the fact that the IL is lower in this frequency range for the shorter EP. In that frequency zone, from 50 Hz to 2 kHz, the mechanical flux mostly flows in the direction of the z-axis but the part of the power transferred from the EP to the artificial skin mentioned in the power balance calculations is noticeable (see section 3.5.1.2). The amplitude of the displacement field and the associate deformed state at that interface confirms that the contact surface between the two domains plays a major role in the attenuation.

The transition to the second frequency zone (between 2 kHz and 3 kHz) is observable through the progressive increase of the magnitude of the mechanical flux near the artificial skin entrance. In that frequency zone, both the mechanical flux and the amplitude of the displacement progressively increase with frequency near the interface between the EP and the artificial skin. The change of direction of the mechanical flux can be observed in the center of the EP near the z-axis. The difference of the mechanical flux amplitude between the two EP lengths around 2 kHz, 2.5 kHz, and 2.8 kHz confirms that this transition is more pronounced in the case of the 5.8 mm EP (see Figure 3.6, section 3.5.1.2).

The transition to the third frequency zone (from 3 kHz to 5 kHz) begins with the change of the mechanical flux direction (now oriented positively along the z-axis) near the entrance of the EP at 3.2 kHz. Progressively, the amplitude of the displacement field becomes higher along the z-axis, near the center of the EP and also at the interface between the artificial skin and the air cavity. In conformity with what was found in section 3.5.1.2 (Figure 3.6), the second change of direction of the power flow, from the artificial skin to the EP (at their

interface) can be observed at 3.8 kHz in the case of the 5.8 mm EP. However the power flow near the center of the EP is directed positively along the z-axis.

In addition to the previous section, the observation of the mechanical flux and of the amplitude of the displacement field in the system allows for visualizing more precisely how the energy circulates in the system. Three frequency zones where the system exhibits different acoustical behaviors have been identified. In the first zone (50 Hz – 2 kHz), the EP acts as a piston, influenced by its contact with the artificial skin. The power flow is mostly directed positively along the z-axis. In the second zone (2 kHz – 3 kHz), the power flow is oriented negatively along the z-axis near the center of the EP. It is oriented positively along the z-axis in the artificial skin and a part of the power is transmitted from the artificial skin to the EP, in contrast to the previous frequency zone. In the third zone (3 kHz to 5 kHz) the power flow is oriented positively along the contact surface between the EP and the artificial skin and returns to a positive direction along the z-axis near the center of the EP, above 3.2 kHz.

In order to complete the study of the system and to evaluate the effect of the EP and the artificial skin parameters on the IL prediction, the results obtained with the two designs of experiments described in section 3.3.5 are now presented.

3.5.3 Sensitivity of the finite element model insertion loss prediction to the artificial skin and the earplug parameters

Figure 3.9 illustrates the results of the sensitivity analyses of the predicted IL to both the artificial skin and EP parameters. The effect in dB of each parameter is represented by column bars and the corresponding value can be read on the left hand y-axis. Note that the results are presented in third octave bands. At each frequency, this effect corresponds to the variation around the averaged IL (over the 64 tests (2*32 tests)) when the parameter goes from level code -1 to level code +1. Only the direct 1st order effects are presented in these figures. Indeed, the interaction effects between the parameters have been found to be not

significant. The IL values together with the associated standard deviations can be read on the right hand y-axis.

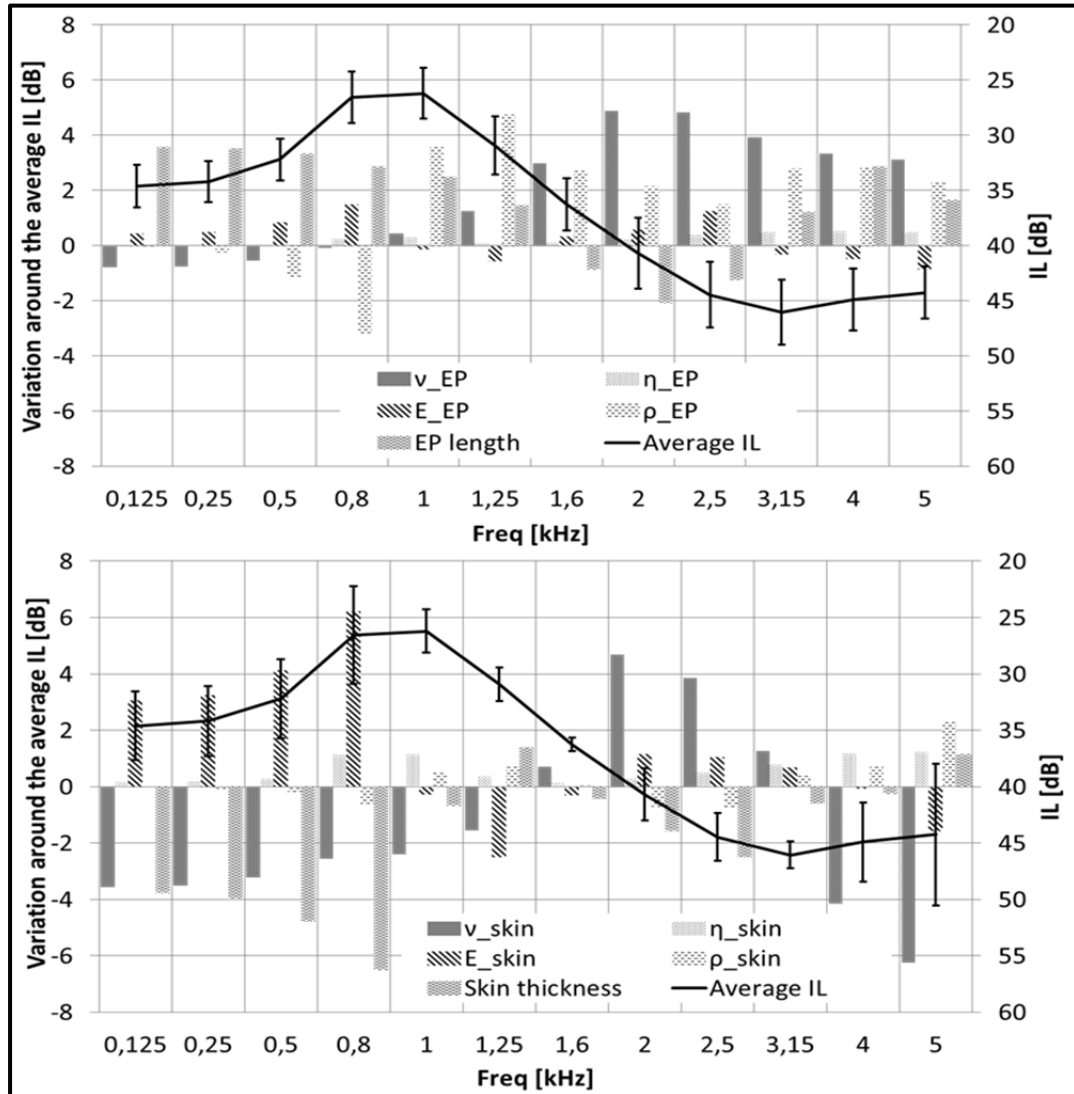


Figure 3.9 : Results of the sensitivity analyses performed on both the EP (top) and the artificial skin (bottom) parameters.

Up to 1 kHz, the IL prediction is mostly influenced by the stiffness parameters used for the artificial skin (Young's modulus and Poisson's ratio) and by the tested geometrical parameters (EP length and artificial skin thickness). The effect of these parameters is between 2.5 dB and 6.2 dB up to 0.8 kHz. For a fixed Young's modulus, increasing the

artificial skin Poisson's ratio decreases the shear stiffness on the EP lateral walls and consequently decreases the IL. Augmenting the artificial skin Young's modulus increases the shear stiffness and therefore the IL. The IL is much less affected by the EP Young's modulus and Poisson's ratio (less than 2 dB of variation around the mean IL value). Increasing the thickness of the artificial skin leads to a smaller IL. Indeed, an increase of the artificial skin thickness induces a decrease of the shear stiffness along the EP walls. Additional numerical simulations (not shown here) have also demonstrated that more power is injected to the artificial skin by the excitation since the exposed surface is larger, about 2 – 4dB up to 1 kHz. These two effects contribute to lower the IL. These important effects of the artificial skin thickness and Young's modulus are however limited to the low frequency bands (less than 2 dB after 1 kHz). For the artificial skin's Poisson's ratio, the effect is still important (more than 4 dB) on all the frequency range of interest, except in frequency bands from 1 kHz to 1.6 kHz and 3.15 kHz. From 1 kHz to 5 kHz, the EP density and Poisson's ratio affect the IL (between 2 and 5 dB of variation around the average IL value). The effect of the EP length is important, especially up to 1 kHz (about 3 – 4 dB) and is limited in the rest of the studied frequency range (less than 2 dB). An increase of the EP length contributes to increase the shear stiffness around its walls by augmenting the contact surface between the EP and the artificial skin. The IL standard deviation associated with the sensitivity of the EP parameters is relatively constant in all the studied frequency range, about 5 dB.

These sensitivity analyses carried out on the artificial skin and EP parameters show the possible variations of the predicted IL due to a change of about $\pm 20\%$ of the mechanical parameters, of the artificial skin thickness and of the EP length. The results obtained confirm that the IL of the EP is not only due to the EP itself, but also to the surrounding tissues. Indeed, the present study shows that the IL, for that types of EP and for the parameters range of variation tested, is more influenced by the artificial skin than the EP (except for the EP length), especially up to 1 kHz. The ANSI/ASA S12.42-2010 specifications for the material used for the artificial skin in the artificial EC are that it should have a shore OO measured with a durometer between 30 and 60 (corresponding to 0.27 MPa and 0.56 MPa for the Young 's modulus respectively) and a thickness between 1.5 mm and 3 mm. It should be

noted that choosing this range of parameters variation instead of the $\pm 20\%$ used in this work would lead to an even larger range of variation of IL. In addition, there is no specification for the artificial skin Poisson's ratio of such an artificial EC, which may have a strong effect on the IL. These results indicate that the discrepancies obtained between IL measurements on different types of ATF or between ATF and human subject measurements could be reduced by defining more precisely the standard requirements of the mechanical and geometrical parameters of such artificial ECs.

It is important to recall that all the results presented in this work are related to a simplified validated configuration which corresponds to the case of the GRAS 45 CB ATF (G.R.A.S. Sound & Vibration AS, Denmark) without the pinna. The results showed the importance of taking into account the artificial skin around the EC walls, to capture both the coupling effect between the artificial skin and EP (up to 1 kHz) and the important dissipative role played by the artificial skin. In addition, the indirect sound transmission pathway via the artificial skin was also quantified. This path contributes to the SPL at the TM in all the frequency range of interest, especially up to 1.5 kHz and above 3 kHz. The predicting tool developed in that study gives a good approximation of an IL that can be measured on an ATF. This model can be therefore used in future works to test more realistic sets of parameters for the artificial skin. Ultimately, the proposed model can also be utilized to test different sets of parameters for the EP, keeping in mind that the performance of the EP is also strongly influenced by the mechanical and geometrical properties of the artificial EC.

3.6 Conclusion

An investigation has been conducted on the sound attenuation of a cylindrical custom molded EP placed in an ATF where the EC is lined with a silicone layer. This investigation was carried out through the achievement of four specific objectives as described hereafter.

The first objective was to predict the IL of the EP using a 2D axisymmetric FE model. The model was developed and validated in the case of a configuration based on the GRAS 45CB

ATF (without the pinna) for two different EP lengths. It was found that the model can reproduced closely the IL provided by the experimental set-up. Compared to a previous modeling work involving rigid walled ECs (Viallet *et al.* (2013b)), both ILs measurement and prediction are closer to ILs values measured on human subject using the REAT method, which demonstrates the importance of taking into account the skin to predict EP attenuations.

The second objective was to quantify the contribution of the sound transmission pathways due to an airborne excitation via power balance calculations in the system. The important dissipative role of the artificial skin was underlined. This effect is both due to the mechanical properties of the artificial skin and to the important part of the injected power which is transferred by the EP to the artificial skin before being dissipated. The sound transmission pathway via the artificial skin is clearly not negligible and contributes to the sound pressure level at the tympanic membrane in the whole frequency range of interest, especially up to 1.5 kHz and after 3 kHz.

The third objective was to better understand how the energy propagates in the system based on the computation of mechanical and acoustical fluxes. Three frequency zones where the system exhibits different acoustical behaviors have been identified. In the first zone (50 Hz – 2 kHz), the EP acts as a piston, influenced by its contact with the artificial skin and the power flow is mostly directed positively along the z-axis. In the second zone (2 kHz – 3 kHz), the power flow changes its direction near the symmetry axis of the EP and a part of the power is transmitted from the artificial skin to the EP, in contrast to the previous frequency zone. In the third zone (3 kHz to 5 kHz) the power flow is oriented positively along the contact surface between the EP and the artificial skin and returns to a positive direction along the z-axis near the center of the EP, above 3.2 kHz.

The fourth objective was to investigate the effect of the mechanical and geometrical parameters used for the artificial skin and the EP on the IL via sensitivity analyses. The results show that five parameters have an important effect on the IL prediction for that type of EP and for the chosen range of parameter variations. Up to 1 kHz, the IL prediction is

more influenced by the artificial skin parameters (Young's modulus, Poisson's ratio and thickness, about 3 to 6 dB) than those of the EP, except for its length (about 3-4 dB). This was expected for the artificial skin parameters because at low frequencies, the boundary conditions applied on the EP lateral walls control its behavior. A more rigid contact between the EP and the skin induces a larger IL. An increase of the EP length contributes to increase the shear stiffness around its walls by augmenting the contact surface between the EP and the artificial skin. From 1 kHz to 5 kHz, the key parameters are the density and the Poisson's ratio of the EP (about 2-5 dB) and the artificial skin's Poisson's ratio (about 4-6 dB).

The conclusions of this work are only valid for molded silicon EPs coupled to a silicone lining which represents an artificial skin. Three directions for future research have been identified. First, a similar study should be conducted for other types of EPs in the same configuration in order to validate their modeling and to optimize their attenuation. Second, the proposed model can be easily used in order to test other sets of parameters for the artificial skin. For example, literature data for the mechanical parameters of a more realistic skin could be introduced in the model and compared to results obtained with the silicone mechanical parameters used in this work. This could lead to new requirements concerning EC flesh simulation in the ANSI/ASA S12-42 (2010) standard. Third, this model could be extended to more realistic EP/EC systems (complex geometry combined with surrounding tissues) in order to predict EP attenuation on human subject.

3.7 Acknowledgments

The authors acknowledge IRSST (Montréal, Québec, Canada) for funding this research.

CHAPITRE 4

INVESTIGATION OF THE VARIABILITY IN EARPLUGS SOUND ATTENUATION MEASUREMENTS USING A FINITE ELEMENT MODEL

Guilhem Viallet¹, Franck Sgard², Frédéric Laville¹, Hugues Nélisse²

¹Département génie mécanique, École de technologie supérieure
1100 rue Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada, H3C 1K3

²Institut de Recherche Robert Sauvé en Santé et en Sécurité du travail
505 Boulevard de Maisonneuve Ouest, Montréal, Québec, Canada H3A 3C2

Cet article a été accepté pour publication dans le journal *Applied Acoustics* en octobre 2014. Il sera publié en mars 2015 (Vol. 89, pp. 333-344).

4.1 Abstract

Several studies report that an important range of attenuation can be observed in the measurement of earplugs (EP) sound attenuation. This important range of attenuation can be attributed to several intricate factors; the most commonly cited being the earplug insertion depth, the presence of leakages, the inter-subject ear canal (EC) geometrical variations, and the dynamical properties of the human EC tissues. The purpose of this work is to investigate the effect of these individual factors on the insertion loss (IL). Firstly, a finite element model of the EC surrounded by human external tissues and occluded by two types of EPs (foam and custom molded) is developed to predict the IL. Secondly, comparisons between attenuation

measurement on human subjects and IL predicted by the model are carried out to validate the model. Thirdly, the effect of the aforementioned factors is quantified using the proposed model in order to explain the variability observed in the attenuation measurement on human subjects. It is found that the presence of leakages and the EP insertion depth are mainly responsible for the variability of the predicted EPs IL at frequencies < 1 kHz whereas at higher frequencies it is the EC inter-individual geometrical variability.

4.2 Introduction

According to the World Health Organization, about 120 million workers worldwide are regularly exposed to noise levels that can permanently damage the auditory system. A widespread solution used to protect the workers from noise overexposure consists in using hearing protection devices (HPDs) such as earplugs (EPs) or earmuffs. In practice, it is important to measure the HPDs attenuation to know the degree of protection that can be achieved for the workers and also to choose adequately HPD. This attenuation can be measured by numerous methods (see Berger (1986) for a comprehensive review), such as the standardized real attenuation at threshold method (REAT, (ANSI/ASA S12.6-2008)), the microphone in real ear method (MIRE, ANSI/ASA S12.42-2010), or its “in situ” variant, the field microphone in real ear method (F-Mire, (Berger *et al.*, 2007; Voix and Laville, 2009). Several studies report that these methods, even when they are performed in laboratory conditions, can lead to important variations in the attenuation measurement of a given type of HPD. This work investigates this issue using a numerical model, in the case of a custom molded EP (CMEP) and a foam EP (type Classic, 3M).

Berger (2013) reports that a REAT range of attenuation as much as 26 dB can be observed for a given foam EP (type Classic, 3M) based on a compilation of 188 tests conducted in 29 different facilities. A similar range of attenuation about 25 dB has been found by Brueck (2013) for insertion loss (IL) measured on 12 subjects wearing various EPs, including the Classic EP. Murphy *et al.* (2009) have reported range of attenuations even larger, about 35 dB for the Classic EP and about 40 dB for the CMEP (24 adult subjects tested in 6 different

laboratories) In a recent study (Nélisse *et al.*, (2013, 2014)), investigated the relationships between REAT, IL, and noise reduction (NR) measured on 29 subjects wearing various hearing protectors. For each of the three attenuation indicators examined, an important range of attenuation about 25 dB was obtained for the Classic EP and for the CMEP. This variability in the measured attenuation can be due to several factors detailed in the following.

The EPs insertion depth is known to affect their attenuation at low frequency (see Berger, 2013) for the Classic EP and Tufts *et al* (2013a) for the CMEP). In the case of the IL measurement, the presence of leakages due to the introduction of a miniature microphone inside the occluded EC can dramatically reduce the attenuation (Smoorenburg (1996); Berger, (2005)). The inter-subject and intra-subject (from the left to the right ear) geometrical variations of the EC have been frequently mentioned as a factor that can affect the sound pressure level (SPL) in both the open EC (Stinson and Lawton, 1989) and the occluded EC (Hiselius, 2004; Viallet *et al.*, 2013b). The inter-individual variability of the dynamic properties of the EC tissues can also result in SPL variations in the EC (Hiselius, 2005; Brummund *et al.*, 2013). Even if these factors are frequently reported in the literature to qualitatively explain the variation of the EP attenuation measurements, their precise impacts on the attenuation have never been investigated and quantified separately. The research presented in this paper aims at carrying out this investigation task through the development of a finite element model to predict the IL of EPs. Past works dealing with hearing protection modeling are reviewed hereafter.

A 2D axisymmetric model is preferable due to the reduction of the number of degrees of freedom of the final system to be solved and hence the associated resolution time, especially in the case of sensitivity analyses which require a large number of simulations (Viallet *et al.*, 2013b). In addition, a 2D axisymmetric configuration for the EC is often used in attenuation measurement set-ups such as acoustical test fixtures and in house experimental set-ups dedicated to validate numerical models that can be found in literature (see Viallet *et al.*, (2013a, 2013b); Hiselius (2004, 2005); James, (2006); Hiipakka, (2008)). The validity of a 2D axisymmetric description of the ear canal in the open case (Stinson and Lawton, 1989)

and in the occluded case (Viallet *et al.*, 2011a, 2013b) were demonstrated, but these studies were restricted to rigid walled ear canals and to fixed boundary conditions around the EP walls, (i.e. there was no sound path through the tissues surrounding the ear canal). Different geometry reconstruction methods were compared in order to use a 2D axisymmetric FE model of the EC-EP system rather than a full 3D model to predict an individual IL. The authors confirmed that a rigid walled occluded EC model tended to overestimate the attenuation which can be measured in “real life” situations or on ATF because the skin tissues around the EC were not accounted for.

The external human EC includes different tissue domains along its walls and is thereby a complex system to model. In Viallet *et al.* (2011b), the authors accounted for the biological tissues surrounding the ear canal via a mechanical boundary impedance condition but did not take into account the part of the incident acoustic energy which could flow directly through the skin into the unoccluded part of the EC. The geometrical reconstruction of an individual EC including the surrounding tissues is a difficult and highly time consuming process (see Brummund *et al.* (2014); Sgard *et al.* (2012)). In recent works (Viallet *et al.*, 2014 or see chapter 3), a 2D axisymmetric model of the silicone-lined EC to mimic the effect of the skin was developed to study the effect of the artificial skin present in the available ATF. This model was validated using attenuation measurement on the ATF 45CB (©G.R.A.S. Sound & Vibration AS, Denmark) without the pinna. The results showed the potential of such a model to predict the sound attenuation of EPs. However further development was required to include the other human tissues, namely the soft tissues and the temporal bone. In Viallet *et al.* (2013a), the 3D FE model developed by Brummund *et al.* (2014) for the auditory occlusion effect was adapted to the case of an airborne excitation. This model includes the human tissues mentioned above. The geometrical characteristics of this 3D FE model were used to reconstruct an equivalent 2D axisymmetric geometry using equivalent volumes for the surrounding tissues and equivalent length and volume for the EP. This 2D axisymmetric model provided encouraging results for the comparison between simulated IL and measurements on human subjects. However it was limited to one specific individual

configuration which does not correspond to an average EC and therefore cannot be exploited to test inter-subject geometric EC variability.

As mentioned above, the main objective of this work is to investigate the effect of several factors responsible for the variability of the EP attenuation measured on human subjects namely the EP insertion depths, the presence of leakages, the inter-individual EC geometrical variations, and the material mechanical parameters of both the EC tissues and the EP. This objective is achieved via a three-step methodology detailed hereafter.

First, a 2D axisymmetric FE model of an equivalent EC representative of an EC ensemble average and occluded by two types of EPs (Classic and CMEP) is developed to simulate their ILs. In the following, the term «average model» refers to an equivalent model representative of an EC ensemble averaged. It is based on the geometrical data used in Viallet *et al.* (2013b) for the inner part of the EC and in Brummund *et al.* (2014) (also adapted in Viallet *et al.* (2013a)) for the tissues surrounding the EC (see section 4.3.1). In the rest of the document, the term «inner part» refers to the EC air cavity which can also be coupled to the EP in the occluded case.

Second, the model is validated using comparison between simulated ILs and attenuation measurements on human subjects available in the literature (Tufts *et al.*, 2013; Berger, 2013 (see section 4.3.2)) and carried out by the authors (Nélisse *et al.* (2013, 2014), see section 4.4). The use of direct comparisons with measurements on human subjects rather than a dedicated experimental set-up is supported by the fact that the construction of such a set-up with materials replicating the human tissues and with a variable cross section inner EC geometry is a very hard and time consuming task which could not be accomplished in the framework of this research. In addition, the effects of the factors that the authors want to investigate (for example the inter-individual EC geometrical variations) naturally occur in measurements on human subject while a validation set-up would correspond to a unique configuration.

Third, the model is used to explain the effect of the different aforementioned factors responsible for the variability observed in attenuation measurements. The methodology related to the introduction of these factors is detailed in sections 4.3.2 (EPs insertion depth), 4.3.3 (presence of leakages), 4.3.4 (inter-subject EC geometrical variation), and 4.3.5 (material properties). Regarding the EPs insertion depths, the EPs inserted length used in the average FE model are chosen to match typical insertion depth values available in the literature (Berger (2013) for the Classic EP and Tufts *et al.* (2013) for the CMEP)). The presence of leaks is introduced in the model via a thermally conducting and viscous air cavity through the EP. For the EC geometrical variations, the inner part of the EP-EC system geometry is modified using data (14 realistic EC geometries) proposed by Stinson and Lawton (1989) and used by Viallet *et al.* (2013b). For the effect of the material properties, sensitivity analyses are performed using the average FE model in order to quantify the impact of the dynamical properties of the EC surrounding tissues and the EPs material.

4.3 Modeling strategies

4.3.1 Average 2D axisymmetric finite element model of the open and the occluded ear canal

4.3.1.1 Average geometry of the open and the occluded ear canal

The geometries used for both the open and the occluded EC are described in Figures 4.1, 4.2, and 4.3, respectively.

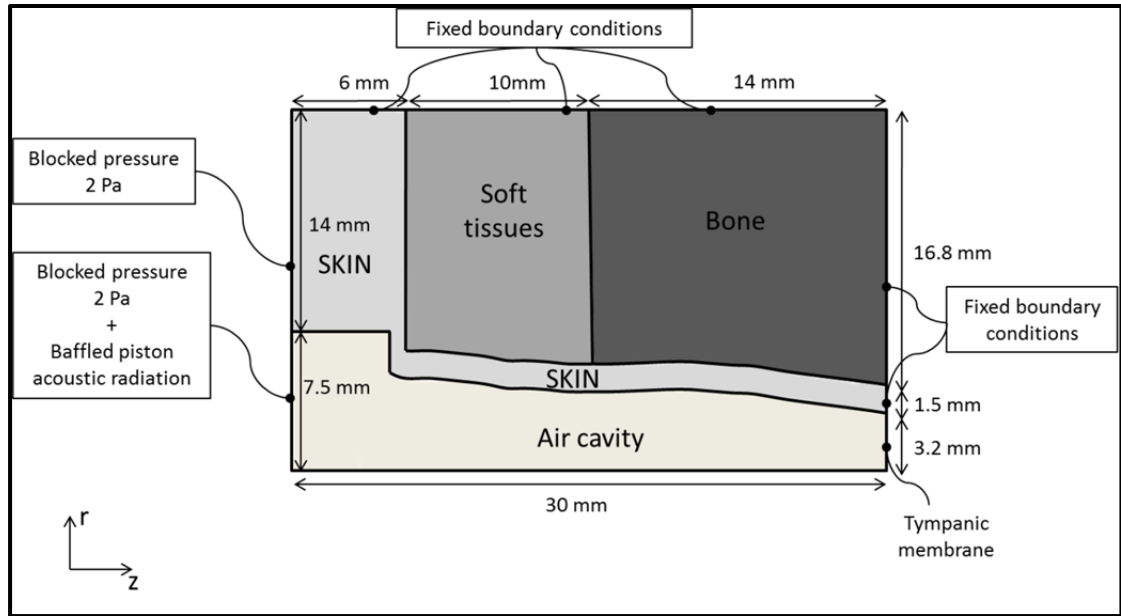


Figure 4.1 : Schematic representation of the open EC FE model.

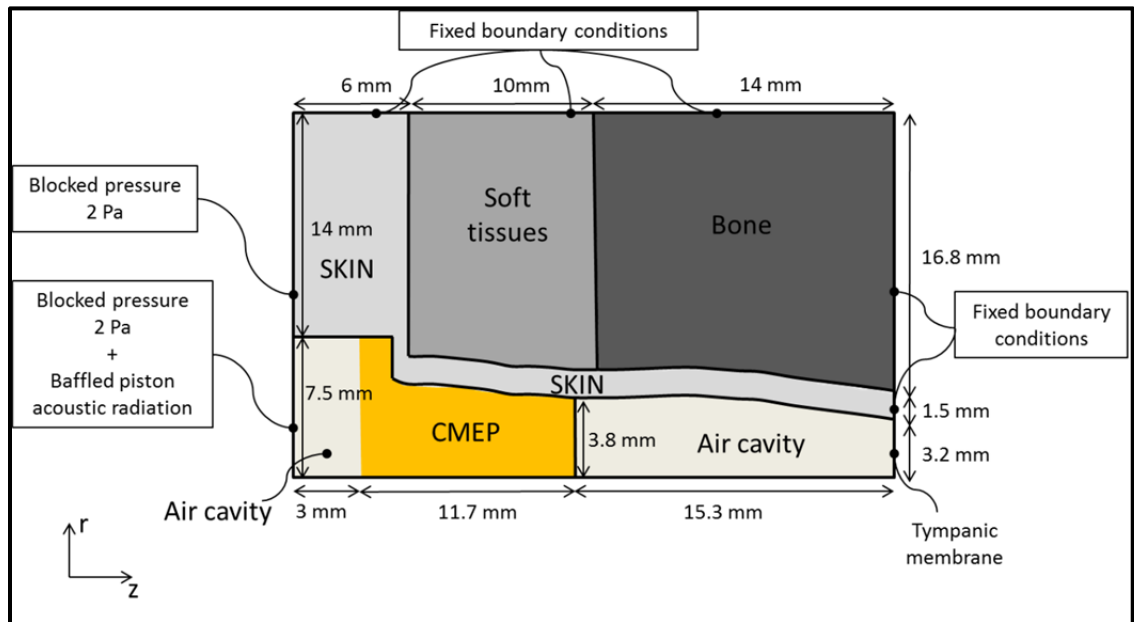


Figure 4.2 : Schematic representation of the occluded EC FE model, case of the CMEP

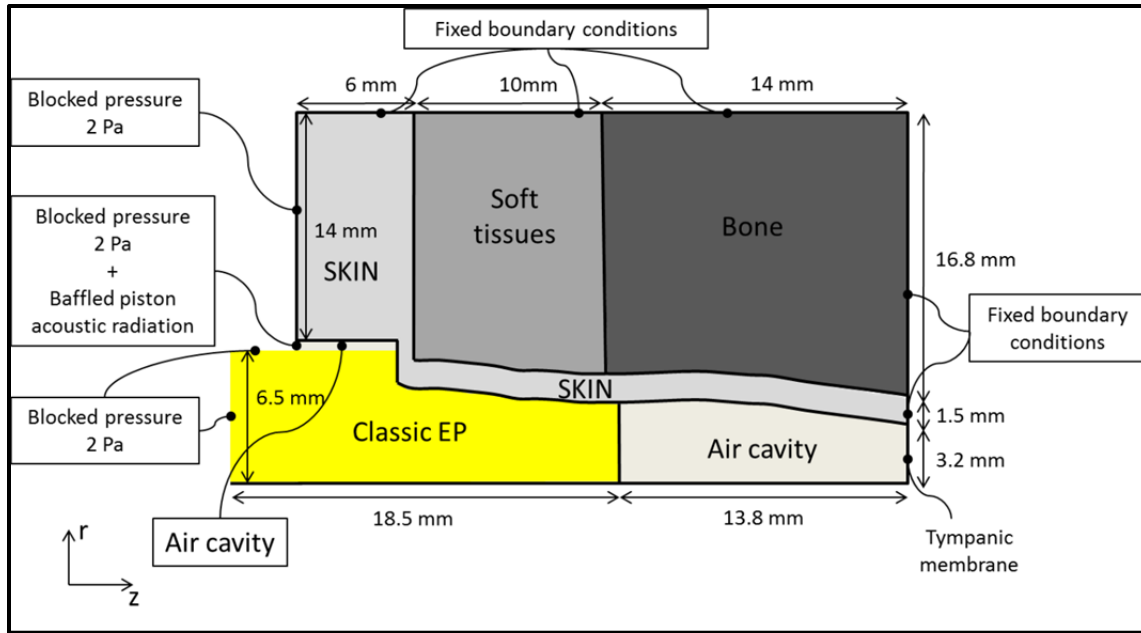


Figure 4.3 : Schematic representation of the occluded EC FE model, case of the foam EP

The geometric inner part of the EC is based on the geometrical data of the ECs measured by (Stinson and Lawton, 1989) for a rigid walled open EC. A collection of 14 ECs with realistic 3D geometries was used to create 2D axisymmetric geometries with variable cross sections along the z -axis according to the approach described in Viallet *et al.* (2013b). An average 2D axisymmetric geometry for the inner part of the EC was created using the average cross-section area function for the human EC documented in Stinson and Lawton (1989, see Figure 12). It should be recalled that in Stinson's work, the fourteen individual area functions have been scaled to a common length of 30 mm and the mean calculated to define the average cross section area function. A 3D geometric model of the EC with surrounding tissues generated from 100 transverse axial anatomical images of a female cadaver head, obtained via the Visible Human Project © database (NLM, MD, USA) was developed by Brummund *et al.* (2014) to simulate the auditory occlusion effect. This geometrical 3D model was adapted in Viallet *et al.* (2013a) to simulate the insertion loss of a CMEP. In the present model, the geometry of the EC surrounding tissues (skin, soft tissues and bone) and the geometry of the air cavity external entrance are based on this 3D geometric adaptation. As a first approximation, to limit the region to be modeled, the geometry corresponds to a

cylindrical truncation of the bony part. This truncation implies that the bony tissues are reduced but preliminary simulations results showed that this geometric model contains enough of this tissue to represent its acoustical effect (see Viallet *et al.* (2011a, 2013b)). The equivalent 2D axisymmetric geometry is created using an equivalent ratio of the bone and soft tissues volumes in 3D and in 2D (approximately 70% of soft tissues volume in comparison with the bone volume). This choice allows one to fix the length of the bone and the soft tissues part in the proposed 2D axisymmetric average FE model. The external diameter of the 3D model corresponding to the cylindrical truncation described above is conserved in 2D together with the ratio of the external surfaces of the skin and the EP. A constant thickness of 1.5 mm is used for the skin part surrounding the EC walls. It corresponds to the average value of the 3D EC model in Brummund *et al.* (2014). In Perry and Shelley (1955), a thinner thickness of about 0.1 mm is reported for the skin part lining the bone along the EC but preliminary simulations (not shown here for the sake of conciseness) have demonstrated that the results were not influenced by reducing the thickness of the skin in this part of the model. Therefore the aforementioned skin constant thickness value has been chosen along the whole EC. The EC entrance zone corresponding anatomically to the part of the concha close to the EC entrance is composed of an air cavity and a skin part. All the dimensions of the proposed FE models are reported in Figures 4.1, 4.2, and 4.3 together with the boundary conditions and the loads which are detailed in the following. The EPs insertion depths have been chosen in accordance with those used in experimental measurements carried out by Nelisse *et al.* ((2013, 2014) see section 4.4).

4.3.1.2 Hypotheses, boundary conditions and loads

The open and occluded rigid walled EC FE models have been described in Viallet *et al.* (2013b). In this work, there are additional solid domains surrounding the EC cavity namely the skin, the soft tissues and the temporal bone. The 2D axisymmetric FE model of the open ECs with the surrounding tissues is assumed to be embedded in a flat rigid baffle and excited by a blocked pressure field which is generated by a normal incident acoustic plane wave. This assumption simplifies the calculations since the blocked pressure impinging on the EC

entrance is simply twice the incident pressure. The EC is terminated by a tympanic membrane which acts as a locally reacting boundary impedance condition (impedance of the coupler IEC711). A specific acoustic impedance boundary condition corresponding to the radiation impedance of a baffled circular piston (Schroeter and Poesselt, 1986) is introduced at the entrance surface to account for the coupling of the open EC with the external fluid. The external fluid loading acting on the skin together with the sound radiation of the skin in the external medium is neglected. On the outer lateral walls of the FE model, a fixed boundary condition is applied.

The lumped model corresponding to the coupler IEC711 is documented in (IEC 60318-4, 2010) and summarized in (Viallet *et al.*, 2013b). An adjustment has been made in the initial lumped model of the coupler, because the equivalent electrical circuit represents both the tympanic membrane and a portion of the EC (see Figure 3 in Viallet *et al.* (2013b)). This adjustment consists in eliminating the elements relative to this added EC portion in the complete lumped model. The adjusted impedance is then introduced as a boundary condition to the full EC geometries.

In the open EC model, the unknowns are the pressure field inside the EC and the displacement field in the artificial skin solid domain. The inner part of the EC is considered as an air cavity where the pressure field is governed by the Helmholtz equation. The solid domains are considered as elastic isotropic solids and the displacement field satisfies the elasto-dynamic equations.

For the occluded case, the EC is split into two domains; one solid part (the EP) and one fluid cavity (the remaining part of the EC). The coupling of the external fluid with the EP is neglected. The EP is considered as an elastic isotropic solid which perfectly fits into the EC. In the case of the CMEP, the EC entrance zone corresponding to the concha is partially filled with silicone. In practice this geometrical part of the EP depends on the fit of the CMEP at the moment when the molding was done. Several scenarios of filling were tested and the configuration shown in Figure 4.2 was retained as an intermediate case between a full filling

and a non-filling at all of the concha. A maximum of 2 dB variation in the IL simulations over the whole frequency range of interest were observed among all the scenarios. In the case of the Classic EP, it is assumed as a first approximation that its outer part, beyond the EC entrance, is relaxed to its original diameter (13 mm). In this case, a layer of air is added between the skin and the relaxed part of the EP (see Figure 4.3). The main role of this air layer is to decouple mechanically the EP and the skin in this part of the model. For more details about the fluid-structure formulation and its implementation with the FE method, the reader may refer to Zienkiewicz and Taylor (2005).

4.3.1.3 Insertion loss calculation

The software COMSOL Multiphysics (v.4.3b COMSOL®, Sweden) is used to solve both open and occluded cases. All the domains are meshed using quadratic tetrahedron elements ($\lambda/4$ criterion). The linear systems are solved using the MUMPS (MULTifrontal Massively Parallel Sparse) direct solver already implemented in the software. Both open and occluded ear canal sound pressures averaged over the eardrum area are calculated and the attenuation of the earplug (IL) is then obtained from the following equation:

$$IL = L_{p,open} - L_{p,occluded} \quad (4.1)$$

Where $L_{p,open}$ and $L_{p,occluded}$ denote the sound pressure levels in the open and occluded configuration respectively.

4.3.2 Earplugs insertion depth modeling

The EP insertion depth is known to influence the EPs performance (see Berger (2013) for the Classic EP, and see Tufts *et al.* (2013) for the CMEP). In the following, the experimental data used as reference to compare the model predictions together with the methodology applied on the model to change the EP insertion depth are presented, for the two types of EPs tested.

For the Classic EP, Berger (2013) proposed “calibrated” real ear attenuation curves based on measurements carried out for a range of insertions categorized as: partial (PI, about 15-20% of the EP in the EC), standard (SI, about 50-60% of the EP in the EC) and deep (DI, about 80-100% of the EP in the EC). The REAT was measured for these different types of insertion with experienced listeners and all fitting was performed by the experimenter in order to reproduce as closely as possible the range of insertion depths mentioned above. In the proposed FE model, these insertion depth categories are used in order to determine the EP length that is inserted in the EC. These lengths are: 3.7 mm (PI), 10 mm (SI) and 14.8 mm (DI). The FE model is then solved using the methodology described in section 4.3.1 and the simulated ILs are compared to the REAT measured by Berger *et al.*

Tufts *et al.* (2013) investigated the effect of shortening the CMEP on its attenuation. REAT measurements were conducted on 4 subject wearing CMEP. In the first measurement, the CMEP EC length was about 15 mm and clearly extended past the second bend of the EC. Then the CMEP was systematically shortened by 2-mm increments from its inner end. This increment was applied seven times and the REAT was measured for each modified CMEP. A similar methodology was used in the proposed FE model. The numerical results are compared in section 4.5.1 to the experimental data of Tufts *et al* (2013).

Note that in these two particular cases, the ILs obtained with the proposed FE model are bone conduction corrected within the meaning of ANSI/ASA S12.42-2010. This correction is made in order to compare the IL and the REAT results.

4.3.3 Modeling leakages

In practice, a leakage can be due to a non-optimal fitting of the EP in the EC by the user. Furthermore, when measuring the IL of an EP using MIRE technique, a leakage can also possibly be due to the introduction of a miniature microphone to measure the sound pressure level in the occluded EC. In order to study the sensitivity of the proposed model to the

presence of leakages and their impact on the predicted IL, a thermally conducting and viscous air cavity through the EP is created. This air cavity passes through the EP along the z-axis at the center of the EP. In reality, it is difficult to estimate the diameter size of a leakage due to a non-optimal fit. In the case of the introduction of a Knowles miniature microphone (Knowles electronics, Itasca, IL) which is used for the measurements presented in section 4.4, the diameter of its cable which passes through the EP and the EC walls is about 0.2 mm. However the size of the leak can also increase due to the deformation that can be induced by the cable on the skin or on the EP. Therefore, two different diameters of about 0.2 mm and 0.5 mm are considered for the leakage. The results obtained with the FE model are compared to the case without leakage and to IL measurement on human subjects (see Nélisse *et al.* (2013), briefly recalled in section 4.4). The results are presented in section 4.5.2.

4.3.4 Ear canal geometrical variation modeling

The inter-subject variation of the EC geometry is frequently mentioned in the literature to explain variations of sound pressure levels in the EC and therefore variation of the EP ILs measurements (see Stinson and Lawton (1989) for the open EC and Viallet *et al.* (2013b) for the occluded EC). In order to test the sensitivity of the predicted IL to geometrical variations, the internal part of the EC geometry described in section 4.3.1.1 is replaced by each of the 14 2D axisymmetric EC geometries used in Viallet *et al.* (2013b). The skin part along the air cavity walls (and along the EP in the occluded EC case) is adapted to follow the shape of these newly defined geometries. The other components of the FE model, bone, soft tissues, and skin part at the entrance of the model, are preserved, as well as the boundary conditions and the load. It should be noted that minor differences (less than 5%) can be found between the different tissue volumes due to the differences of the skin shape along the EC. The geometrical specifications of each of the 14 EC geometries (length, average cross section, volume) can be found in Viallet *et al.* (2013b) for a rigid walled EC. Four examples of the new EC geometries are presented in Figure 4.4 in the open case.

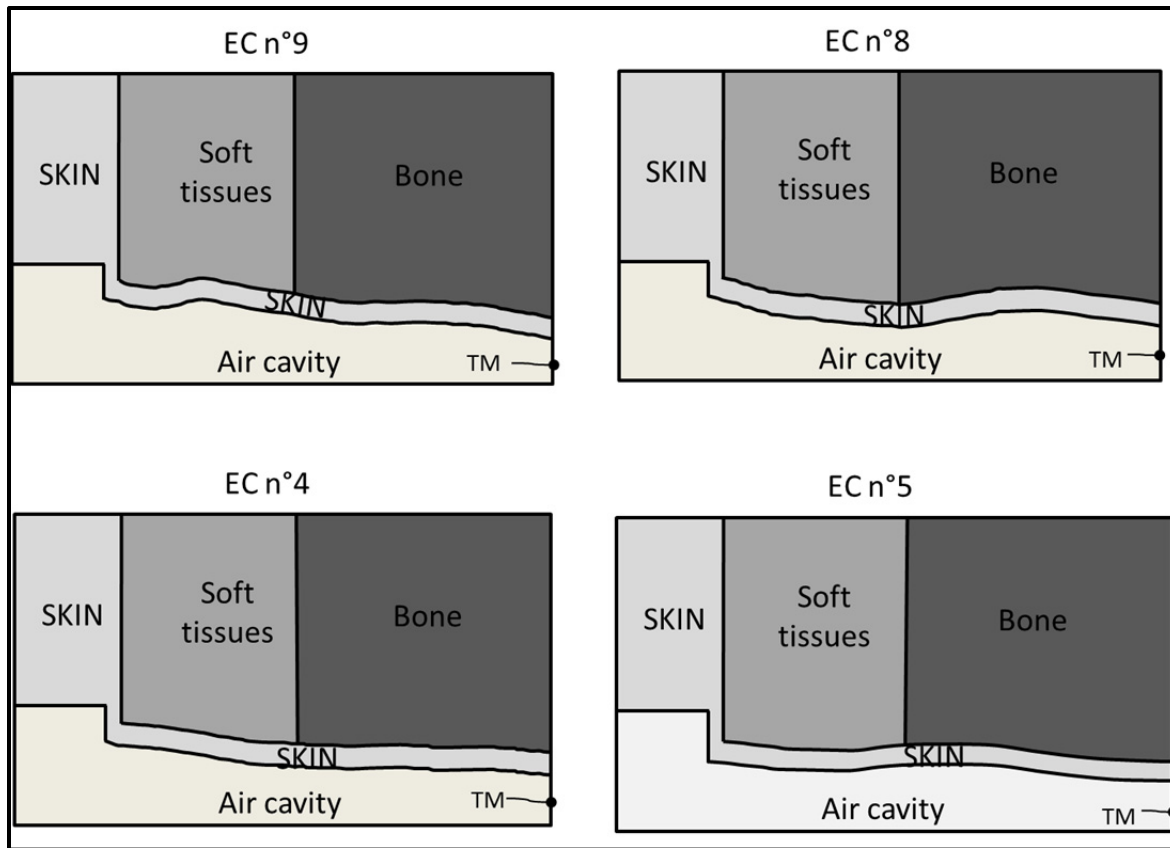


Figure 4.4 : Examples of different individual open EC geometries used to replace the average geometry presented in Figure 4.1.

The results of the simulated ILs in these new geometrical EC configurations are compared to ILs measurement on human subjects in section 4.5.3.

4.3.5 Material parameters

This section describes the mechanical parameters used in the proposed FE model together with the associated sensitivity analyses. In the present work, the data have been drawn from the literature.

4.3.5.1 Ear canal surrounding tissue materials

The FE model requires the use of mechanical parameters of the biological tissues surrounding the EC. These tissues are a priori anisotropic, non-linear, and visco-elastic materials. Brummund *et al.* (2014) rightly pointed out that there is a lack in the literature regarding the knowledge of the parameters of the behavioral laws of human external ear tissues. Even if more research is needed in that direction, the author also argues that it is reasonable to consider linear isotropic elastic properties in the hypotheses of small deformation (also pointed out by Fung (1993)). The data used in the present work are those proposed by Brummund *et al.* (2014) and are recalled in Table 4-1.

Tableau 4-1 : Mechanical parameters of the external tissues domains used in the proposed FE model

Solid domains	Young's modulus (Mpa)	Density (kg/m³)	Poisson ratio	Isotropic loss factor
Bone	11316	1714	0.3	0.01
Cartilage	7.2	1080	0.26	0.05
Skin	0.5	1100	0.4	0.1

Note that the impact on the predicted IL of changing those properties by $\pm 20\%$ will be studied via different sensitivity analyses (see section 4.3.5.3).

4.3.5.2 Earplugs material

The studied CMEP is a silicon earplug (liquid silicon rubber-9700-5). The mechanical parameters of the silicon used in the calculations were characterized in a laboratory using a dynamic mechanical analyzer (DMA). In the frequency range of interest and at an ambient temperature of 22 degrees Celsius, this silicon was found weakly viscoelastic, so that the elastic parameters can be taken as constant. The values of these parameters are: 1.2 Mpa (Young's modulus); and 0.12 (isotropic loss factor). Note that for Poisson's ratio, the value

used corresponds to that proposed by (Sgard *et al.*, 2010) for a similar type of silicon. The EP density was estimated to be 1050 kg.m^{-3} .

For the classic EP, the data used in the present work correspond to those proposed by James (2006) for a 30% compression rate of the EP. The values of these parameters are: 0.1 Mpa (Young's modulus); 0.5 (isotropic loss factor), 0.1 (Poisson's ratio), and 220 kg.m^{-3} (density). Other sets of parameters proposed by James were tested with the proposed FE model but the one chosen lead to the closest comparisons between the simulations and the measurements on human subjects.

The impact of these mechanical parameters as well as the mechanical properties of the surrounding tissues on the predicted IL is tested via sensitivity analyses. Their implementations are described in the following.

4.3.5.3 Sensitivity analyses on the material parameters

In order to evaluate the effect of the mechanical parameters on the predicted IL of each solid domain of the FE model, including the surrounding tissues and the EPs, eight sensitivity analyses are performed. Note that as a first approximation and to limit the number of simulations to be run, the interactions between the parameters of two different solid domains are not considered. This approximation reduces considerably the number of simulations to be run from $131\,072 (2^{16} \times 2)$ to $128 (2^4 \times 4 \times 2)$. For the two types of EPs, three sensitivity analyses are implemented, related to the skin, the soft tissues and the bone. In addition, the sensitivity to the two EPs mechanical parameters are also tested. The range of tested values is reported in Table 4-2. For each analysis, the parameters of the domain which are not tested are fixed to the values mentioned in sections 4.3.5.1 and 4.3.5.2. The values for the different code levels chosen for the mechanical parameters correspond to a variation of $\pm 20\%$ around the values proposed in sections 4.3.5.1 and 4.3.5.2. These choices have been made in order to keep a comparable range of variation for all the parameters. Note that for the CMEP Poisson's ratios, the value 0.49 corresponds to the level code +1 in order to not exceed the

theoretical limit of 0.5. The IL is then calculated using all the possible combinations of these factors (total of $16 * 8$ IL calculations, corresponding to a $8 * 2^4$ design of experiment). Eight multi-variance analyses are then performed with the help of the software STATGRAPHICS Centurion V16.1.11 (STATPOINT TECHNOLOGIES, Inc. Warrenton, VA). The results of these analyses provide the 1st order effect of each parameter, i.e. the variation in dB around the average value of the IL when the parameter goes from the -1 level to the +1 level codes. In addition, the effects on the IL due to the interactions between the different parameters for one given domain are also calculated. The results are presented in section 4.5.4.

Tableau 4-2 : Range of values associated to the eight sensitivity analyses performed on the FE model

Domain	Code level	Young modulus [Mpa]	Density [kg.m-3]	Poisson's Ratio	Isotropic loss factor
Bone	-1	9 053	1 371	0.24	0.008
	+1	13 579	2 057	0.36	0.012
Soft tissues	-1	5.76	864	0.21	0.04
	+1	8.64	1 296	0.31	0.06
Skin	-1	0.4	880	0.32	0.12
	+1	0.6	1 360	0.48	0.18
CMEP	-1	0.96	840	0.33	0.12
	+1	1.44	1 260	0.49	0.18
Classic EP	-1	0.8	176	0.08	0.4
	+1	1.2	264	0.12	0.6

4.4 Measurements on human subjects

In order to compare the simulated ILs in the different scenarios detailed in sections 4.3.3 (presence of leakages), 4.3.4 (geometric EC variations), and 4.3.5 (variation of EP-EC system mechanical properties), IL measurements on human subjects carried out by Nélisse et al. (2013, 2014) are used as reference. In this work, a group of 29 subjects, equipped with 3 miniatures microphones (Knowles electronic, Itasca, IL) per ear, was tested. Of this group,

21 were tested with the Classic EP and 18 with the CMEP. A first microphone was positioned in the EC, approximately halfway between the EC entrance and the eardrum, a second one was placed at the EC entrance and a third one near the ear lobe in order to measure the exterior sound field. The tests were conducted in a semi anechoic room equipped with four uncorrelated loudspeakers generating a broadband signal in order to create a diffuse sound field meeting the ISO 8253-2 requirements for audiometric testing. The subject was asked to sit at the center of the test room and a 90 dB constant pink noise was generated. Twenty-second time recordings were then taken for each microphone. The sound pressure level was then processed from the time recordings for both protection conditions, open and occluded EC, and the IL was calculated as the difference of the SPLs measured at the internal EC microphone.

4.5 Results and discussion

A simplified version of the models proposed in this work has been validated experimentally (see Viallet *et al.*, (2013a, 2014)). This simplified model corresponded to a configuration close to an acoustical test fixture (ATF) configuration where the EC was lined with a silicone which is supposed to mimic the skin along the EC. The others EC tissues were not accounted for in the available ATF. In this paper, the validation of the proposed model is carried out via comparisons between simulated IL and attenuation measurement on human subjects.

These comparisons are also used to quantify the variability around the mean predicted IL and consequently explain the variability around the mean experimental attenuation. In other word, the individual effect of changing one of these factors in the model is quantified and then compared to the standard deviations obtained in measurements. In the case of the measurement, the effects of the factors are intricate and these comparisons allow one to determine the prevalence of the factor on the attenuation depending on the frequency. In each sub sections, the validation aspect is presented first and the effect of each factor is then examined. Finally, the last sub-section presents briefly other factors that do not significantly affect the predicted IL.

4.5.1 Earplug insertion depth

This section presents the results obtained with the average 2D axisymmetric model according to the methodology described in section 4.3.2.

In the case of the CMEP, the measured REAT obtained by Tufts *et al.* (2013) are presented for four different insertion depth ranges from full length to a length where 10-12 mm of the EP has been removed. The two intermediate steps correspond to 2-4 mm and 6-8 mm of the CMEP length removed. A range of CMEP insertion depths was used by Tufts *et al.* in order to harmonize their results with the typical insertion depths used for the Classic EPs by Berger *et al* (2013). In the model, the ILs were calculated for the interval bounds of the four categories of insertion depths mentioned in Figure 4.5(a) and were then arithmetically averaged. For example, for the category “10-12 mm”, the IL was predicted for the two values 10 mm and 12 mm removed and then arithmetically averaged to match this insertion depth category.

In the case of the Classic EP, the predicted IL is compared with the experimental REAT obtained by Berger (2013) for three different insertion depths. Similarly to the CMEP, the ILs were predicted with the model for each interval bounds of insertion depths ratio of each category (15-20%, 50-60%, and 80-100% respectively) mentioned in Figure 4.5(b) and were then arithmetically averaged. It should be recalled that in both cases, the ILs obtained with the FE model are bone conduction corrected (see ANSI/ASA S12.42 2010) in order to be able to compare an objective prediction (the simulated IL) with a subjective measurement (REAT). It should be mentioned that the effect of the correction is relatively minor (less than 0.5 dB), except around 2 kHz and for the deepest insertion depths (about 2 dB).

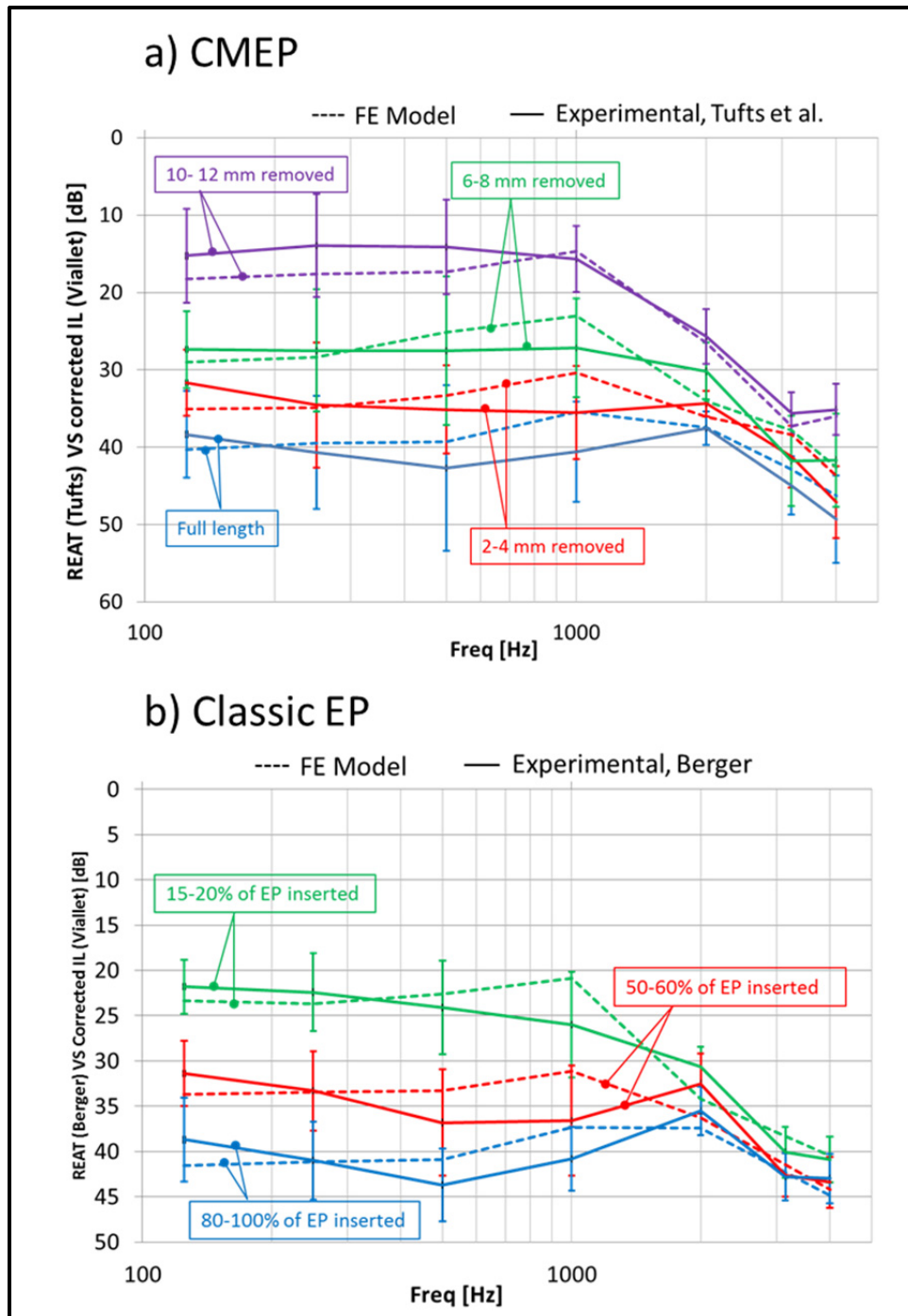


Figure 4.5 : Octave bands mean REAT \pm SD (Berger (2013), Tufts et al. (2013)) VS bone conduction corrected ILs obtained with average 2D axisymmetric FE model. a) CMEP; b) Classic EP

4.5.1.1 Validation of the model

For the two EPs, the proposed FE model allows for predicting good trends in comparison to the measurements. The attenuations predicted by the proposed FE model as a function of the insertion depth are comparable to those obtained experimentally. The model captures the evolution of the attenuation with the changes of the insertion depth. For almost all the IL predictions (except for the CMEP shortest insertion depth) the model tends to overestimate the attenuation at 1 kHz. This corresponds to the frequency band where the discrepancies between the predictions and the measurements are the largest (between 4-5 dB). Besides the inter-subject variability, this overestimation can also be due to the fact that an individual average model is used for the simulations whereas a group of subjects is tested in practice which can smooth the effect of the EP resonance (near 1 kHz) (see James (2006) and Viallet *et al.* (2013b)). Note however that the predicted values stay in the range of variation of the experimental standard deviations. The good agreement obtained between the simulated IL by the model and the attenuation measurement on human subjects give confidence on the exploitation of the model. The proposed model is sensitive to the EP insertion depths in a range of variation comparable to measurement on human subject and can be used as a tool to evaluate the effect of this factor on the sound attenuation of EPs.

4.5.1.2 Effect of the earplugs insertion depths on the attenuation

In agreement with what can be observed in the attenuation measurements, decreasing the EP insertion depth has the considerable effect of reducing the attenuation of about approximately 20 dB in the extreme cases of insertion depths up to 1 kHz. In the case of the CMEP, the FE model underestimates the differences in measured attenuation at low frequency (around 5 dB) however important variations between the 4 different subjects tested are noticeable (not shown here but documented in Tufts *et al.* (2013)). In the remaining frequency domain of interest and for both EPs, the differences between the attenuations at different insertion depths are reduced, especially above 2 kHz. As mentioned by Tufts *et al.* (2013) and in order to refine the comparison, further investigation is needed to test a more important panel of subjects in the case of the CMEP.

4.5.2 Presence of leakages

This section presents the comparisons between the predicted IL based on the average 2D axisymmetric model described in section 4.3.1 and the IL measured on human subjects. The results are presented in third octave bands as it is usually done in papers dealing with hearing protection. Figures 4.6(a) and 4.6(b) depict the results for the CMEP and the Classic EP, respectively. Note that the EP length inserted in the EC used in the average FE model is 11.3 mm for the classic EP and 11.7 mm for the CMEP, respectively. These values correspond to an average of the insertion length values measured on each subject by Nelisse *et al* (2013, 2014) during the experimental procedure. As already done in other studies (Murphy et al., 2004, 2009; Joseph et al., 2007), test subjects attenuations which can be classified as “poor fit” (IL values less than 10 dB at frequencies ≤ 500 Hz) are discarded in the analysis. Indeed, a “poor fit” is obviously too far from the model hypotheses. In addition to the mean IL measured on human subjects, its associated standard deviations, the minima and maxima, the predicted IL by the FE model are plotted for an optimum fit (no leak) and for the two size of leakages that have been described in section 4.3.3.

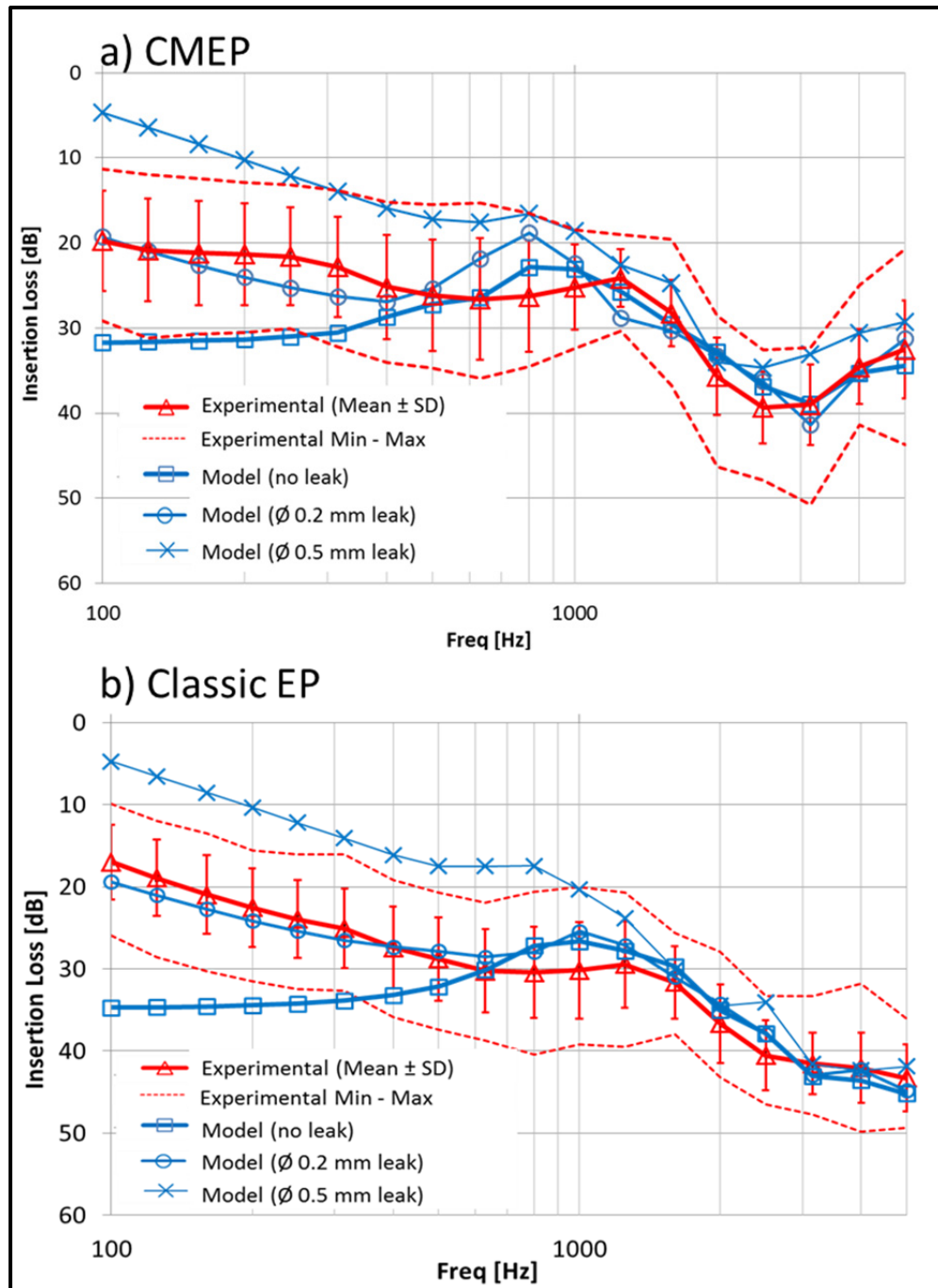


Figure 4.6 : Measured (mean \pm SD) and predicted third octave band IL (no leak, 0.2 mm and 0.5 mm diameter leaks). For the measured IL, the minimum and maximum IL are also represented in dashed lines.

a) CMEP; b) Classic EP

4.5.2.1 Validation of the model: comparisons of the mean predicted and measured insertion losses

With regards to the mean values of ILs, the measurements and the simulations are generally in good agreement. However this result has to be nuanced depending on the frequency. In the low frequency bands < 800 Hz for the CMEP and < 500 Hz for the classic EP, the predicted ILs without leak are close to the higher limit obtained for the experimental ILs. This case corresponds to an optimal fit of the EPs that leads to a higher attenuation. For the remaining frequency bands, the predicted ILs follow the trend of the experimental data with local frequency discrepancies more or less important (from less than 1 dB to 5 dB in the worst case) However, the predicted average IL is located in the range of variation of the standard deviations obtained experimentally with just one exception at 1.25 kHz for the CMEP. These results underline the ability of the proposed FE model to take into account the possible presence of leakages in the objective measurement of the EP attenuation due to the introduction of a microphone in the occluded EC.

4.5.2.2 Effect of the leakages on the attenuation

At low frequency, the introduction of leakages influences the prediction considerably and leads to a decrease of the IL. Even for a moderate leak diameter (0.2 mm), differences of about 10-12 dB are observable in comparison with the model without leakages. Similar findings were reported by Murphy et al. (2004). Not surprisingly, the increase of the leakage diameter induces a decrease of the IL. The IL differences between the model with and without leakages are progressively reduced as frequency increases. For the two EPs, the effect of the “moderate” leakage (0.2 mm) on the predicted IL is observable up to 500 Hz while the effect of the “large” leakage (0.5 mm) is visible up to 800 Hz for the CMEP and up to 1 kHz for the foam EP. In this frequency zone and for both EPs, the range of variation obtained for the three cases of leakage (from no leak to 0.5 mm diameter leak) covers the relatively important experimental zone obtained for the measured IL on human subjects. This study of this factor is a first approximation because in practice, the real size of the leak is relatively difficult to assess. To investigate it in more details, a dedicated test bench where

the size of the leak would be fully controlled could be an interesting direction for further works. These leakages can explain the relatively important standard deviation obtained for IL measurements in the low frequency bands $\leq 1\text{kHz}$. At higher frequencies, another factor such as the inter-individual EC geometrical variations can explain the variations obtained in measurement. This is investigated in next section.

4.5.3 Inter-individual ear canal geometrical variability

In this section, the emphasis is put on the impact of geometrical variations of the EC (and therefore of the EPs), according to the methodology described in section 4.3.4. Figures 4.7(a) and 4.7(b) display the mean simulated ILs together with the standard deviation, the minima and the maxima obtained with the 14 different EC geometries, for the two types of EPs respectively. In both cases, these results are compared to the IL measurements described in section 4.4.

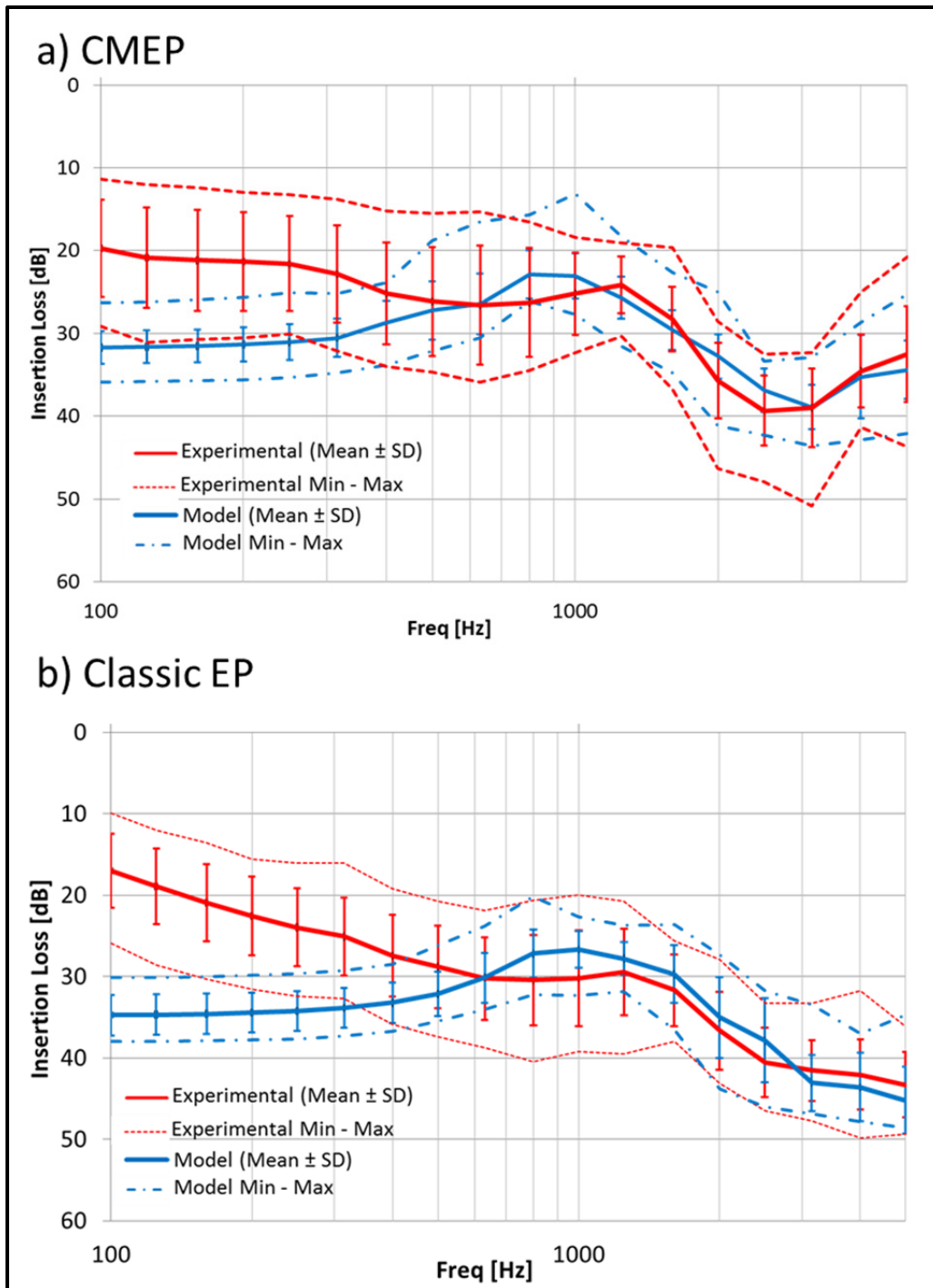


Figure 4.7 : Measured and predicted third octave band ILs (mean \pm SD) together with the minima and maxima. a) CMEP; b) Classic EP

4.5.3.1 Validation of the model: Comparison of the predicted and measured mean insertion losses

For the two EPs, the range of variation obtained for the predicted ILs fits in the experimental zone, especially for frequencies ≥ 500 Hz. The trends obtained for the predictions mean are in quite good agreement with the measurements mean. For the two EPs, even if the trend of the experimental IL is followed, the predicted IL is overestimated, about 3-4 dB for frequencies ≥ 3.15 kHz. Similarly to the previous section, the predicted ILs are closer to the higher limit of the measured ILs. The differences between the experimental data and the simulations could be due to two reasons. Firstly, the number of subjects tested is more important in the case of the measurements and secondly the geometries of the EP-EC systems (simulated and measured) do not correspond to the same group of subjects. These results emphasize some limits of this work. Even if an average model can compare well with average IL measurements on a group of subject, the IL predictions can vary widely from one EC geometry (one individual) to the other. If an individual IL prediction is desired, the use of an average model will give a correct trend, but the agreement could probably be improved if the correct EC geometry of the subject is considered. The proposed model can easily be adapted to test an individual known EC geometry.

4.5.3.2 Effect of the inter-individual ear canal geometrical variations on the insertion loss

The differences between the predicted ILs of the different EP-EC systems can be relatively important, about 10-15 dB depending on the frequency and the EP considered. Even if discrepancies exist, the proposed model predicts the measured IL better than previous modeling works based on rigid walled conditions (see Viallet *et al.* 2013b). In Viallet *et al.* (2013b), the same EC-EP geometries had been tested in the case of rigid walled EC and for the CMEP. A parallel between the geometrical characteristics of the system and the individual value of the IL had then been established. The IL was overestimated at low frequency in comparison with the present work. Up to 1 kHz, the occluded EC portions which have the smallest average cross sections (like EC number 5 or 8, see Table 2-1 in

Viallet *et al.* (2013) for the geometric specifications), have a higher IL. This low frequency behavior can be explained by the fact that the IL of the EP is controlled by its lateral stiffness which increases when the cross section area decreases.

Another explanation of the large standard deviation of the IL measured on human subjects is investigated in the following. It concerns the variation of the mechanical parameters used in the model which are tested via sensitivity analyses. The effects of the EC tissues parameters are examined due to the lack of knowledge of these parameters and also because they can vary from one subject to the other. The idea is to verify if the model is not oversensitive to a variation of $\pm 20\%$ around the used values in comparison with the standard deviation obtained in attenuation measurements. The sensitivity of ILs to EPs mechanical parameters are studied separately because in addition to explain partially the standard deviations obtained in measurements, they can also provide guidelines to design acoustically hearing protectors.

4.5.4 Material mechanical parameters

This sub-section presents the results obtained for the various sensitivity analyses performed with the 2D axisymmetric FE model, according to the methodology described in section 2.5.3. To get a global point of view, the standard deviation obtained for each sensitivity analyses, i.e. for each solid domain of the system, is compared to the standard deviation related to the IL measurements described in section 4.4. These results are illustrated in Figures 4.8(a) (CMEP) and 4.8(b) (Classic EP). A more detailed quantification of the effect of each parameter for each solid domains of the model on the predicted IL is given in Tables-A I-1 (CMEP) and II-1 (Classic EP), available in Appendices I and II. It should be noted that the sensitivity analyses relative to the bony part of the model for the two tested EPs are not presented here because it did not lead to significant variations of the IL (< 0.1 dB). The interaction effects between the parameters of a given domain are presented when significant (effect $> \pm 0.5$ dB at least at one frequency). It should be noted that the predicted mean ILs

are not presented in this section because they are very similar to those already showed in the previous section.

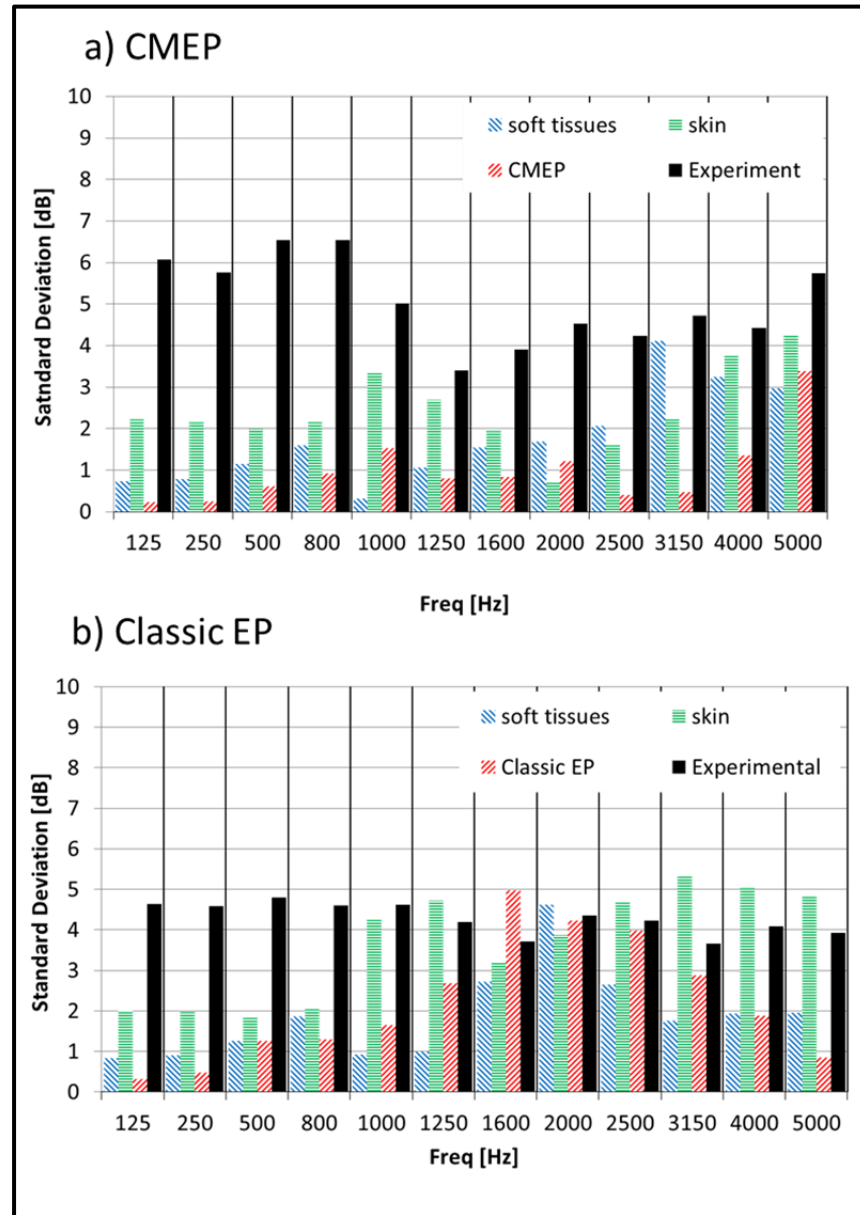


Figure 4.8 : Standard deviations related to the sensitivity analyses performed with the proposed FE model and for each solid domain of the system compared to standard deviation related to IL measurement on human subjects (Nélisse et al., 2014). a) CMEP; b) Classic EP

4.5.4.1 Effects of the ear canal tissues material parameters

The standard deviations obtained for all the sensitivity analyses fit in the standard deviations obtained experimentally. In the case of the CMEP, the effects of the parameters are relatively limited. The maximum standard deviation obtained is ± 4 dB, at 3.15 kHz and 5 kHz for the soft tissues and the skin mechanical parameters, respectively. In most of the frequency bands, the effect is \leq at 2 dB with a few exceptions. In the case of the Classic EP, the effect of the mechanical parameters is globally more significant, especially at frequencies ≥ 800 Hz. For the two EPs, the effects of the mechanical parameters of the skin on the predicted IL are the most important. This is particularly observable for the stiffness parameters of the skin (Young modulus and Poisson's ratio). This is coherent with the fact that at low frequency those parameters control the lateral stiffness of the EP which plays an important role on the IL (already shown in Hiselius (2005) and in Viallet *et al* (2013b, 2014)). However, the resulting standard deviation is relatively limited because the effects of those two parameters (skin Young's modulus and Poisson ratio) compensate each other (see tables in Appendices I and II), i.e. increasing the skin Young's modulus increases the IL whereas increasing the skin Poisson's ratio decrease the IL. In the case of the classic EP, the density of the skin and of the soft tissues begins to be important for frequencies $>$ at 1.6 kHz (between ± 1.5 dB and 4.5 dB). Globally, the effect of the mechanical parameters of the soft tissues follows a similar trend to that of the skin, but to a smaller extent. For the CMEP, the effects of the mechanical parameters of the EC tissues stay relatively stable in all the frequency range of interest, with a slight increase at frequencies ≥ 3.15 kHz. In the case of the Classic EP, this observation can be made for frequencies ≥ 1.6 kHz.

4.5.4.2 Effect of the earplugs material parameters

For the two EPs, the effect of Poisson's ratio is very limited in the whole frequency range of interest (mostly ≤ 1 dB except at 5 kHz for the CMEP where the effect reaches 2 dB). The most important parameter is the density, especially in the case of the Classic EP (6.9 dB at 1.6 kHz and 5.9 at 2 kHz). The effect of this parameter can be either negative (frequencies \leq at 500 Hz for the Classic and frequencies ≤ 800 Hz for the CMEP) or positive at mid

frequencies (see Tables-A I-1 and II-1). In the case of the Classic EP, the Young's modulus and the isotropic loss factor also play a significant role from 1.6 kHz to 3.15 kHz. This last result is not particularly observable in the case of the CMEP. These results can help a manufacturer to know the impact of a parameter on the EP IL in the range of variation tested ($\pm 20\%$). The fact that the model is not really sensitive to the EP material parameters at low frequency and in the studied range of parameters variation suggests that other EP characteristics such as its occlusion effect could be improved without affecting its attenuation.

4.5.5 Complementary results: factors that do not significantly affect the predicted insertion loss

In this work, other numerical simulations have been conducted in order to test the sensitivity of the model to other factors. However these factors have not been found to induce significant variations in the predicted ILs. Therefore the corresponding results have not been displayed in the paper. Nevertheless, it is interesting to summarize briefly the conclusions of these numerical simulations.

Different sets of boundary conditions applied on the outer lateral boundaries of the model did not affect significantly the results. For example, the extreme case corresponding to a free boundary condition on those two parts only induced a maximal variation of the predicted IL of about 0.5 dB compared with the fixed boundary conditions used in this work.

In what precedes, the SPL at the TM was calculated from an average of the sound pressure over the TM area. Different scenarios have been tested to calculate the IL at different points along the EC. For example, the IL was calculated using a point located at a distance about 2 mm near the inner end of the EP instead of the TM or using different points in the open and occluded EC cases, with various distances along the z-axis. In practice, these tests were made in order to verify the importance of the microphone location in the EC for IL measurements. The results obtained with the model did not lead to significant differences, always ≤ 1.5 dB in the most unfavorable case and at frequencies above 3.15 kHz. The most unfavorable case

corresponds to a difference of about 10 mm between the points used to calculate the response of the open EC and the occluded EC and is probably quite unrealistic in practice. For distances of about 3-4 mm, which is more probable in practice, the model is totally insensitive to this factor (≤ 0.1 dB).

4.6 Conclusion

The main objective of this work was to examine separately the effect of several factors known to cause an inter-individual variability of attenuation measurements. This investigation was carried out via the development of a 2D average axisymmetric FE model of the occluded EC surrounded by external tissues (skin, soft tissues and bone) and used to predict the sound attenuation of two types of EPs. The model was validated by comparing the predicted attenuation to different set of experimental data measurements on human subjects. The relatively good agreement obtained between the mean attenuation measurements and the mean predictions gave confidence for its use in order to investigate and to quantify the effect of the aforementioned factors on the attenuation. The main findings related to the effect of the factors are briefly recalled in the following.

The first examined factor was the EP insertion depths. It was found that this factor plays an important role at low frequency (below 1 kHz) as has already been underlined in the literature for experimental tests. The attenuation can drastically decrease, about 20-25 dB in the extreme cases of tested insertion depths. The model captures the evolution of the experimental attenuations obtained when changing the insertion depth with some local differences, especially at 1 kHz. From 1 kHz to 5 kHz, the effect of the insertion depth becomes relatively moderate, about 5 dB.

The second studied factor was the leakages around the EP circumference which can be due to a non-optimal fitting of the protector in the EC or to the insertion of a microphone in the context of an IL measurement. At frequencies \leq at 1 kHz and for the two tested EPs, it has been shown that an increase of the diameter size of the leaks considerably reduced the

expected attenuation even for a relatively moderate size (0.2mm, about 10 dB or 0.5 mm, about 20 dB). In this frequency zone and for both EPs, the range of variation obtained for the three cases of leakage (from no leak to 0.5 mm diameter leak) covers the relatively important experimental zone obtained for the measured IL on human subjects. These results shown the prevalent effect of the presence of leaks in this frequency zone and provide an explanation about the great variability obtained in IL measurements at low frequencies. It was observed that above 1 kHz, the effect of the leakages on the predicted ILs becomes relatively small.

The third factor of interest was the inter-individual EC geometry variability. At low frequency, this factor induces a moderate effect on the predicted ILs, with standard deviations between $\pm 2\text{dB}$ to $\pm 4\text{dB}$. This factor is more prevalent at higher frequencies (from 1 kHz to 5 kHz) to explain the variation of the predicted ILs. It has been shown that the IL predictions can vary from 10 to 15 dB around the mean predicted attenuation. This range of variation is comparable to the standard deviation obtained in experimental IL measurements. Some local frequency discrepancies appear because the EC/EP geometric configurations for the model are different from those of the group of tested human subjects.

The last factor considered was the biological tissues and EP material properties variability. Up to 1 kHz, the results of the sensitivity analyses indicate that this factor has a very limited effect, with standard deviation less than $\pm 2\text{dB}$. It has been found that the stiffness parameters of the skin and the soft tissues have the most important effect on the attenuation prediction in this frequency zone. Interestingly, the parameters of the EPs have little effect on the attenuation for the tested $\pm 20\%$ range of variation. This result indicates that a manufacturer can try to improve other EP characteristics in that frequency zone, its occlusion effect for example, without affecting the attenuation. At higher frequencies, the sensitivity of the CMEP IL to the EC mechanical parameters is moderate, mostly $\leq \pm 4\text{dB}$ on all the frequency range of interest. This sensitivity is a little larger in the case of the Classic EP ($\pm 5\text{dB}$), especially above 2 kHz.

The main limitation of this work is that the proposed model can predict successfully the IL for an average group of subjects however for an individual IL prediction, the real subject EC geometry together with the underlying mechanical properties should be known. The conclusions of this work are only valid for a CMEP and classic EP inserted in a geometrical EC equivalent to an EC ensemble averaged and surrounded by human tissues. Further investigations are needed in order to perform similar tests with a patient specific model in 3D. This work could allow one to evaluate the limitation of the axisymmetric hypotheses used in this work and to evaluate the impact of the asymmetry of the real EC. In the 2 cases, 2D axisymmetric and 3D, a dedicated experimental set up should be developed to confirm the validity of the models for an individual prediction of the IL. An interesting application could be to use the model (3D or 2D axisymmetric with variable cross-sections) to predict the individual attenuation for a family of Eps based on a scan of a real EC and surrounding tissues. The proposed model can be extended to test other sets of parameters for both the EC tissues and the EPs mechanical parameters.. The model could also be subjected to a structure borne excitation to take into account the bone conduction as an alternative to using standardized compensation factors based on the standard ANSI/ASA S12.42. In addition, the model could also be coupled to an earmuff to study the double protection.

4.7 Acknowledgments

The authors acknowledge IRSST (Montréal, Québec, Canada) for funding this research. The authors would like to thank Cécile Le Cocq and Jérôme Boutin for their contribution to the experimental work. In addition, the authors would like to acknowledge Jennifer Tufts and Elliott Berger for providing their experimental data.

CHAPITRE 5

PRISE EN COMPTE DES TISSUS CONSTITUTIFS DU CONDUIT AUDITIF VIA DES CONDITIONS AUX LIMITES D'IMPÉDANCES MÉCANIQUES

5.1 Mise en contexte

5.1.1 Idée générale

Dans l'optique de simplifier les modèles éléments finis utilisés dans l'article 3 (chapitre précédent), des tests ont été réalisés pour vérifier s'il était possible de remplacer les tissus constitutifs du conduit auditif par des conditions aux limites spéciales. Cette simplification vise à tenir compte des tissus constitutifs du conduit auditif via des impédances mécaniques représentatives de leurs effets. L'idée générale est donc d'utiliser un modèle «complet» de conduit auditif incluant les tissus (peau, tissus mou et os, voir article 3) pour calculer les impédances mécaniques liés à leurs effets. Ces impédances mécaniques sont ensuite introduites sous forme de condition aux limites dans un modèle élément finis 2D axisymétrique «simplifié» proche des configurations utilisée dans les articles 1 et 2 (chapitres 2 et 3). Des comparaisons des prédictions d'atténuation entre modèles «complet» et «simplifié» sont alors faites dans le but de valider la méthode proposée.

5.1.2 Scénarii de remplacement des tissus envisagés

Des choix peuvent être faits concernant la nature des remplacements de tissus effectués. Selon le degré de simplification du modèle visé et l'interface géométrique du modèle «complet» où vont être calculés les impédances mécaniques, il est possible de remplacer les tissus au complet ou en partie. À partir de ce constat, deux scénarii de remplacement des tissus ont été choisis.

Le premier scénario vise à remplacer tous les tissus, c'est-à-dire la peau, les tissus mous et l'os en calculant les impédances mécaniques dans le modèle «complet» à l'interface bouchon/peau. Ce travail a été réalisé chronologiquement avant le travail présenté dans les chapitres précédents, où il a pourtant été montré (c.f. chapitre 3) que la présence de la peau ne se limite pas à un effet de rigidité de contour sur le bouchon mais constitue également un chemin de transmission acoustique non négligeable qui ne peut être pris en compte dans ce scénario. Il constitue pourtant une approche intéressante correspondant à un cas extrême, le «plus simplifié possible», permettant de passer des modèles utilisés dans le cadre de l'article 1 (conduit auditif rigide) à l'article 3 (conduit auditif + tous les tissus).

Le deuxième scénario de remplacement des tissus est une amélioration du premier scénario, conçue pour pallier à ses limitations. Dans ce scénario, seul les tissus mou et l'os sont remplacés par une impédance mécanique, permettant donc la prise en compte du chemin de transmission acoustique par la peau. Dans ce cas, les impédances mécaniques sont calculées aux interfaces peau- tissus mou et peau-os, respectivement. Ce scénario permet d'établir un pont entre les modèles utilisés dans l'article 2 (conduit auditif + peau) et l'article 3 (conduit auditif + tous les tissus).

La suite du chapitre s'articule autour de ces deux scénarii de remplacement des tissus. Dans chaque cas, la manière dont les impédances mécaniques ont été calculées puis introduites comme conditions aux limites est d'abord présentée. Comme cela va être vu en détail dans la suite, les données d'impédances mécaniques prennent la forme d'une matrice complexe dont la simplification via des moyennages ou la négligence de certains termes, lorsque possible, a été investiguée et est présentée dans une deuxième sous-section Enfin les résultats et limites associés aux deux scénarii sont discutés dans une troisième sous sections et pour les deux scénarii envisagés.

5.2 Premier scénario : remplacement de tous les tissus du modèle «complet»

Dans cette section, le travail d'intégration de données du type impédance mécanique se fait sur le pourtour du bouchon. La configuration retenue sur laquelle les conditions aux limites vont être utilisés à la place des couplages réels est proche des configurations des modèles utilisés dans l'article 1 (voir chapitre 2). Cela correspond à un modèle 2D axisymétrique à section constante composé uniquement d'un bouchon en silicone (domaine solide) et d'une cavité d'air (domaine fluide), tel qu'illustré sur la partie droite de la Figure 5.1. À la différence de l'article 1 (chapitre 2) où une condition de type encastrement était utilisée sur le pourtour du bouchon, une condition dite d'impédance mécanique va être utilisée. Pour le calcul de cette impédance mécanique, un modèle élément finis qui intègre les tissus est utilisé. Les deux modèles utilisés correspondent aux configurations illustrés par la Figure 5.1.

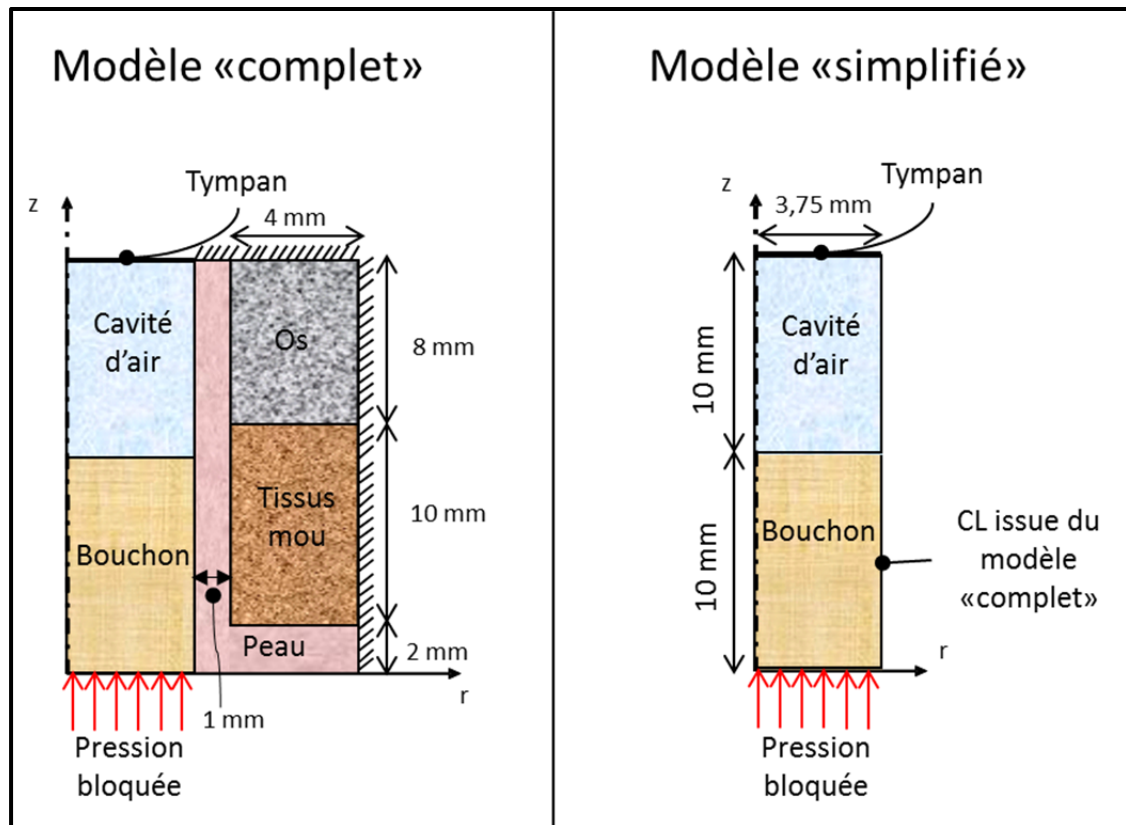


Figure 5.1 : Illustration des modèles «complet» et «simplifié» que l'on souhaite rendre équivalent dans leur prédictions du IL

Les éléments «classiques», tels que les conditions aux limites et paramètres matériaux, correspondent à ceux déjà présentés dans les chapitre précédents (voir article 1, chapitre 3 pour le modèle «simplifié» et article 3, chapitre 4 pour le modèle «complet»). Ce travail ayant été réalisé chronologiquement avant les travaux présentés dans les articles, les dimensions utilisées sont légèrement différentes et sont précisées sur la Figure 5.1. Une autre différence vient de l'utilisation complète du modèle électrique équivalent utilisé pour le tympan par rapport aux modèles utilisés dans les articles (cf section 2.2.3). Ce modèle, rappelons-le, ajoute environ 14 mm au modèle qui sont ici directement intégré dans la condition aux limites utilisées pour le tympan. Le but est de comparer les pertes par insertions (IL, défini section 3.3.2) prédites par les modèles «complet» et «simplifié».

5.2.1 Calcul de la matrice d'impédance et application dans le modèle simplifié

Dans le modèle «complet», c'est-à-dire dans celui qui intègre les tissus constitutifs du conduit auditif (cf Figure 5.1, partie gauche), la relation d'impédance qui relie le vecteur vitesse à la force sur l'interface peau-bouchon est une relation globale qui, en contexte axisymétrique, s'exprime par :

$$[Z]\{V\} = \begin{bmatrix} \begin{pmatrix} Z_{rr11} & Z_{rz11} \\ Z_{zr11} & Z_{zz11} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rr1i} & Z_{rz1i} \\ Z_{zr1i} & Z_{zz1i} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rr1n} & Z_{rz1n} \\ Z_{zr1n} & Z_{zz1n} \end{pmatrix} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \begin{pmatrix} Z_{rri1} & Z_{rzi1} \\ Z_{zri1} & Z_{zzi1} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rrii} & Z_{rzii} \\ Z_{zrii} & Z_{zzii} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rrin} & Z_{rzin} \\ Z_{zrin} & Z_{zzin} \end{pmatrix} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \begin{pmatrix} Z_{rri1} & Z_{rzi1} \\ Z_{zri1} & Z_{zzi1} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rrii} & Z_{rzii} \\ Z_{zrii} & Z_{zzii} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rrin} & Z_{rzin} \\ Z_{zrin} & Z_{zzin} \end{pmatrix} \\ \vdots & \ddots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \begin{pmatrix} Z_{rrn1} & Z_{rzn1} \\ Z_{zrn1} & Z_{zzn1} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rrni} & Z_{rzni} \\ Z_{zrni} & Z_{zzni} \end{pmatrix} & \dots & \begin{pmatrix} Z_{rrnn} & Z_{rzn n} \\ Z_{zrnn} & Z_{zznn} \end{pmatrix} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} V_{r1} \\ V_{z1} \\ \vdots \\ V_{ri} \\ V_{zi} \\ \vdots \\ V_{rn} \\ V_{zn} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_{r1} \\ F_{z1} \\ \vdots \\ F_{ri} \\ F_{zi} \\ \vdots \\ F_{rn} \\ F_{zn} \end{Bmatrix} \quad (5.1)$$

Où $[Z]$ représente l'impédance mécanique, $\{V\}$ le vecteur vitesse et $\{F\}$ la force. Tous les termes de l'équation 5.1 varient aussi en fonction de la fréquence. Dans le cas des vecteurs forces et vitesses, il y a 2 composantes selon r ou z, numéroté du nœud 1 au nœud n. Dans le

cas de la matrice d'impédance au nœud i il y a également des termes croisés qui traduisent par exemple l'action d'une force dans la direction z sur la composante r du vecteur vitesse. Le côté global de la matrice souligne l'interdépendance des relations forces/vitesses entre plusieurs nœuds de l'interface. Cette relation traduit le fait que les relations entre force et vitesse à l'interface peau-bouchon à un nœud i donné dépendent aussi des relations forces/vitesses à d'autres nœuds. Autrement dit, une force appliquée au nœud 1 aura une action sur le vecteur vitesse au nœud 1 (termes diagonaux par groupe de 4 de la matrice $[Z]$) mais aussi aux nœuds i jusqu'à n (termes croisés de la matrice $[Z]$). La Figure 5.2 illustre ces relations entre force et vitesse avec un exemple simple à 3 nœuds.

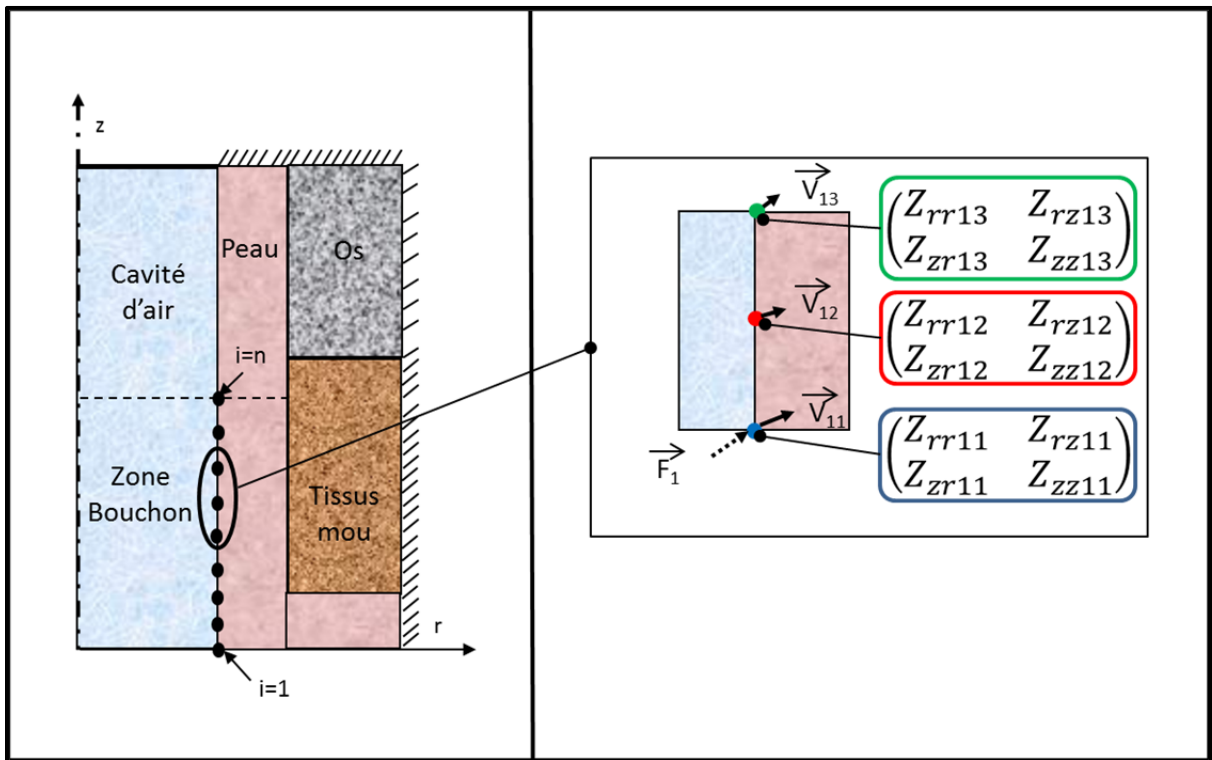


Figure 5.2 : Illustration des relations forces/vitesses le long de la peau, dans la zone en contact avec le bouchon. Les vecteurs forces et vitesses représentés sur la partie droite de la figure sont juste donnés à titre d'illustration

Pour calculer les données d'impédances, le modèle «complet» est utilisé en contexte ouvert. À la place du bouchon, une force ponctuelle unitaire est appliquée successivement dans les

directions r et z et du nœud 1 au nœud n . Le nœud 1 est situé à l'entrée du conduit auditif et le nœud n là où se terminerait normalement le bouchon. Pour chaque cas de force appliquée, des degrés de libertés du champ de déplacement sont laissées libres ou fixes selon les composantes du vecteur de vitesse que l'on souhaite récupérer. Dans chaque cas, le fait d'imposer un degré de liberté sur un nœud permet de rendre égaux à 0 certains termes de la matrice $[Z]$. À titre d'exemple, une force unitaire dans la direction z est appliquée au nœud i sur lequel la composante de déplacement selon z est laissée libre et celle selon r est fixée à 0. Sur tous les autres nœuds considérés, les champs de déplacement selon r et z sont fixés à 0. Une fois le modèle résolu, le calcul de la composante z du vecteur vitesse au nœud i permet de calculer la composante Z_{zzi} de la matrice $[Z]$ grâce à l'équation 5.1 (toutes les autres composantes de la matrice étant nulles). Dans cet exemple, le calcul des forces de réactions selon r sur le nœud i et selon r et z pour tous les autres nœuds permettent de calculer une par une les composantes croisées de la matrice $[Z]$. Cette méthode, appliquée pour des forces unitaires imposées successivement sur chaque nœud et dans les deux directions r et z , permet de recomposer la matrice $[Z]$ au complet. Ces calculs ont été réalisés grâce au logiciel COMSOL. En pratique, il est difficile de considérer un grand nombre de nœuds qui rendrait compliqué l'évaluation de tous les termes que comporterait la matrice $[Z]$ et plusieurs tests ont été réalisés pour voir quels termes de cette matrice pouvaient être moyennés ou négligés.

L'application de ces données d'impédance en tant que condition limite n'est pas immédiate dans COMSOL. Cela nécessiterait d'intégrer les équations en amont dans la formulation ou un code de calcul élément fini Matlab déjà existant (D.Pilon (2002) et qui a fait l'objet d'une adaptation (voir Viallet (2012)) pour justement prendre en compte cette condition aux limites dans le système linéaire à résoudre a été utilisé. Le détail de ces calculs et notamment la modification de l'intégrale de surface sur le pourtour du bouchon (par rapport au cas où la condition aux limites est fixe) ainsi que son implémentation dans le système linéaire à résoudre est disponible dans Viallet (2011).

5.2.2 Simplification de la matrice d'impédance

Il existe deux manières de simplifier la matrice d'impédance présenté dans l'équation 5.1. Une première manière consiste à limiter le nombre de nœuds sur lequel l'impédance va être appliquée dans le modèle simplifié pour donner une valeur finie à l'indice n dans la matrice. Une deuxième manière consiste à éliminer les termes diagonaux, c'est-à-dire ramener la relation globale défini dans l'équation 5.1 à une relation locale. Dans le cadre de ce scénario, la première valeur n qui a permis d'obtenir une convergence entre les modèles «complet» et «simplifié» est égale à 9. La deuxième manière de simplifier la matrice n'a pas conduit à de résultats convergés, c'est-à-dire que le moindre terme négligé dans la matrice $[Z]$ n'assurait pas une convergence des prédictions d'atténuations comparable entre modèle «complet» et «simplifié».

Pour des raisons de concisions, seuls les résultats obtenus pour $n=9$ et pour la matrice $[Z]$ pleine sont présentés dans la sous-section suivante.

5.2.3 Résultats et limitations du premier scénario

La Figure 5.3 présente le IL obtenu avec les modèles «complet» et «simplifié» (muni de la condition d'impédance mécanique) en tiers d'octaves. À titre comparatif, le IL prédit par le modèle simplifié muni d'une condition aux limites fixe sur le pourtour du bouchon est également représenté.

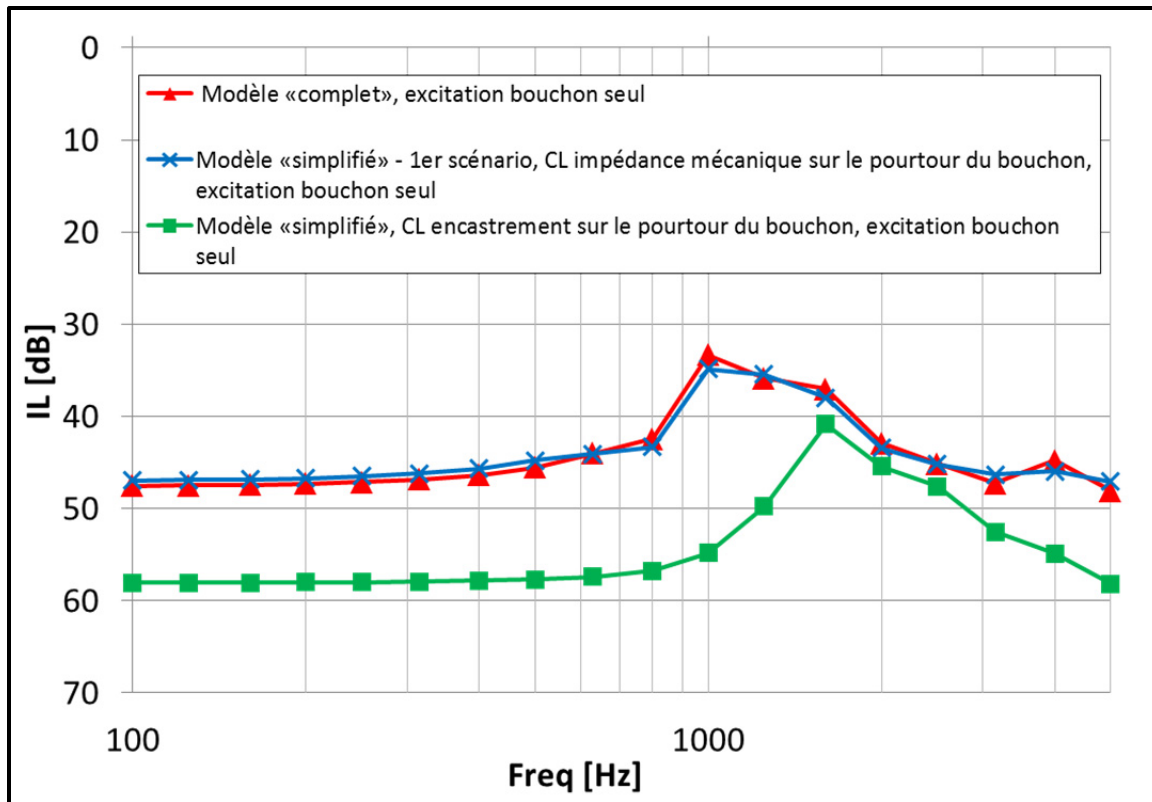


Figure 5.3 : Comparaison des pertes par insertions (IL) prédites dans les configurations «complète» et «simplifiée» (1^{er} scénario) munie de la condition d'impédance mécanique relative aux tissus appliquée sur le pourtour du bouchon.

D'un point de vue purement numérique, le résultat est satisfaisant car les modèles «complet» et «simplifié» (muni de la CL d'impédance mécanique) tendent à prédire le même IL, avec des écarts très faibles, inférieurs à 0.5 dB. Pour des calculs réalisés sur un ordinateur personnel (système 64 bits, Intel XEON CPU @ 2.4 GHz, 2 cœurs, 16 GB of RAM, and 4.8 Gflops), le temps de calcul entre modèles «simplifié» et «complexe» est divisé par 3. Dans l'approximation 2D qui est faite ici, ce gain est relatif puisque les modèles ne prennent que quelques minutes à être résolus (voir Tableau 2.2 section 2.6.2). Ce gain de temps pourrait devenir vraiment intéressant si la méthode était adaptée pour des modèles en 3D dans des travaux futurs.

Concernant les prédictions des valeurs d'atténuation, le problème de surestimation de l'atténuation avec le modèle rigide (en accord avec ce qui a été trouvé dans l'article 1) est

partiellement résolu mais il peut être remarqué que l'atténuation prédite reste tout de même très forte, entre 40 et 50 dB avant 1 kHz. L'atténuation entre modèle avec CL fixe et modèle avec CL d'impédance mécanique est réduite d'environ 10 dB alors que la différence obtenue pour les validations expérimentales utilisés dans les articles 1 (conduit auditif rigide) et 2 (conduit auditif avec peau artificielle) est plutôt autour de 20 dB. C'est justement le travail mené dans l'article 2 qui a permis d'expliquer cette différence. En prenant en compte la condition d'impédance mécanique, on prend en compte le fait que la peau assouplisse le contact sur le pourtour du bouchon par rapport aux modèles avec CL fixe mais on néglige, par définition, le chemin de transmission acoustique, pourtant relativement important (cf section 3.5.1.3) introduit par la peau en tant qu'entité physique dans le modèle.

Dans le même ordre d'idée, les modèles «complet» et «simplifié» ne peuvent être comparés que dans un cas d'excitation incomplet pour le modèle «complet» qui correspond à une excitation uniquement sur la face externe du bouchon (voir Figure 5.1) alors qu'un terme d'excitation plus réaliste devrait être étendu à la partie peau à l'entrée du conduit (comme c'est le cas dans les article 2 et 3).

Une autre limitation de cette approche telle qu'évoqué à la sous-section précédente vient du fait que la matrice $[Z]$ doit être pleine pour assurer une convergence de la prédiction de l'atténuation entre les modèles «complet» et «simplifié». En d'autres mots, les termes de cette matrice n'ont pu être moyennés ou négligés.

Ce premier essai, numériquement valide mais limité par les raisons expliqués ci-dessus, a tout de même permis de poser les bases de cette méthode pour l'appliquer à d'autres endroits du modèle. C'est cette démarche qui est présenté dans la section suivante.

5.3 Deuxième scénario : remplacement des tissus mou et de la partie osseuse

Pour pallier les limitations de l'approche précédente, un deuxième scénario de remplacement des tissus est envisagé. Il s'agit maintenant de garder la peau dans le modèle «simplifié» et

d'y appliquer une condition aux limites d'impédance mécanique liée aux effets des tissus mous et de l'os. En faisant cela, on s'affranchit des limitations relatives à la non-présence de la peau dans le modèle simplifié (chemin de transmission et excitation). Les 2 configurations permettant de prédire le IL dans ce nouveau cas de figure sont illustrés sur la Figure 5.4.

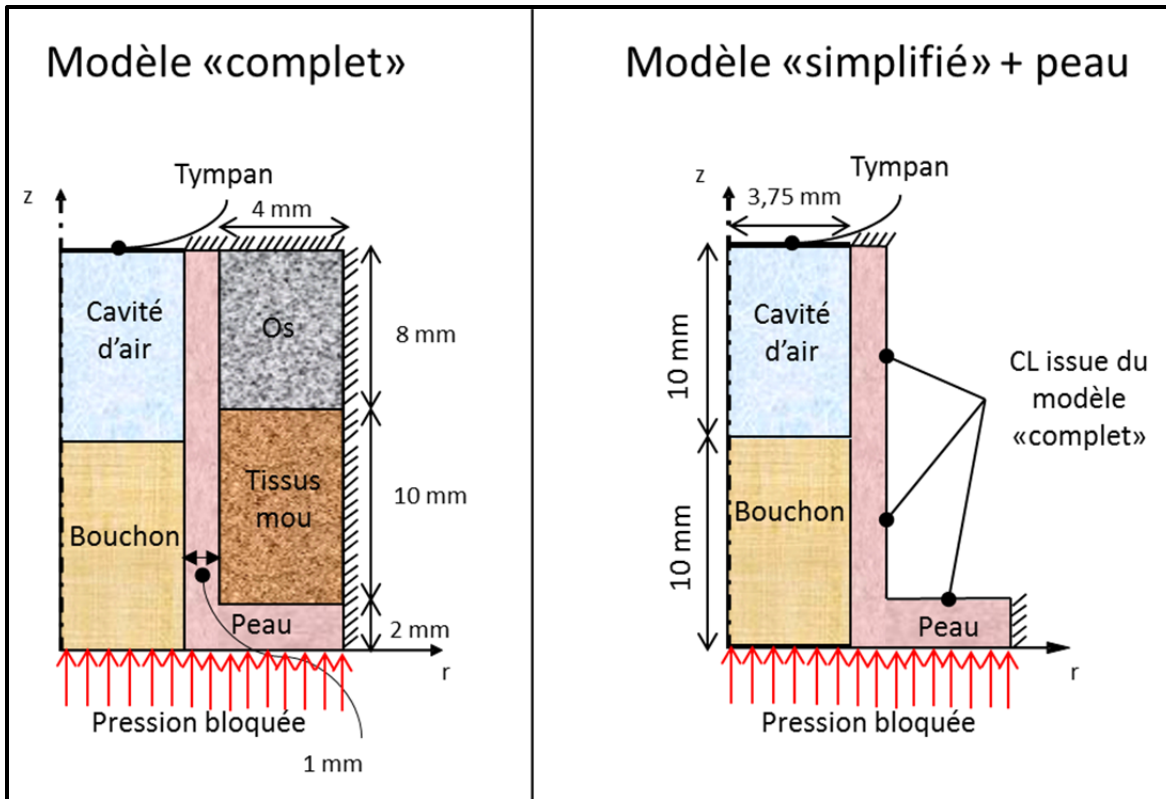


Figure 5.4 : Illustration des modèles «complet» et «simplifié» du 2^{ème} scénario de remplacement envisagé. À la différence de la configuration «simplifiée» présentée dans la section précédente, la peau est présente dans la configuration «simplifiée» et la condition aux limites d'impédance mécanique issue du modèle complet va être appliquée sur la peau, aux interfaces où sont présentes les parties os et tissus mous du modèle complet.

5.3.1 Calcul de la matrice d'impédance et application dans le modèle simplifié

Le principe de calcul de récupération des données d'impédances et de leur application dans le modèle est très similaire à celui présenté dans la section précédente, à la différence qu'on travaille sur d'autres interfaces du modèle. Un modèle contenant uniquement les parties os et tissus mous est créé. Sur ce modèle, une force unitaire et ponctuelle est appliquée à différents

endroits le long des parties osseuses et tissus mous, aux endroits qui sont en contact avec la peau dans le modèle complet. – peau et os tissus mous et les relations entre force et vitesse calculées une fois le modèle résolu permettent d'accéder aux données d'impédances. De la même manière que précédemment, les données d'impédance, une fois calculée sont implémentées en tant que condition aux limites dans le modèle simplifié.

5.3.2 Simplification de la matrice d'impédance mécanique

Plusieurs essais ont été menés dans le but de simplifier la relation d'impédance en ayant recours à des valeurs moyennes ou en négligeant certains termes de la matrice d'impédance. Pour des raisons de concision, est présentée dans la suite uniquement la configuration qui a nécessité le moins de points de calcul de l'impédance pour assurer une correspondance acceptable entre les modèles «complet» et «simplifié avec peau» (voir section suivante). Contrairement au cas précédent, les impédances dans ce cas-ci ont présenté beaucoup moins de variations locales en fonction du point géométrique où elles ont été calculées. En particulier, les valeurs des impédances calculées sur la partie osseuse se sont révélées très élevées ce qui a permis de considérer une condition aux limites fixe (impédance infinie) sur la partie osseuse. Sur la partie des tissus mous, la convergence des résultats (c.f section suivante) a été assurée avec 8 points de calculs dans la direction z et 3 points de calculs dans la direction r le long de l'interface peau/tissus mous. Les très faibles valeurs obtenues pour les termes non-diagonaux de la matrice $[Z]$, qui traduisent l'inter-dépendance de la relation d'impédance entre deux points géométriques, ont permis de négliger ces termes et de ne garder que les termes diagonaux, c'est-à-dire réduisant la relation d'impédance à une relation locale. En plus de cette simplification, les faibles variations obtenues pour les impédances le long de cette interface ont permis de moyenniser ces valeurs et de les appliquer localement en tant que condition aux limites d'impédance sur 3 zones distinctes (2 zones longitudinales et 1 zone radiale). La Figure 5.4 illustre cette configuration en montrant les zones où les conditions aux limites de type impédance mécaniques ont été appliquées, ainsi que la localisation des points de calculs où sont appliquées les impédances moyennées (qui varient d'une zone à l'autre).

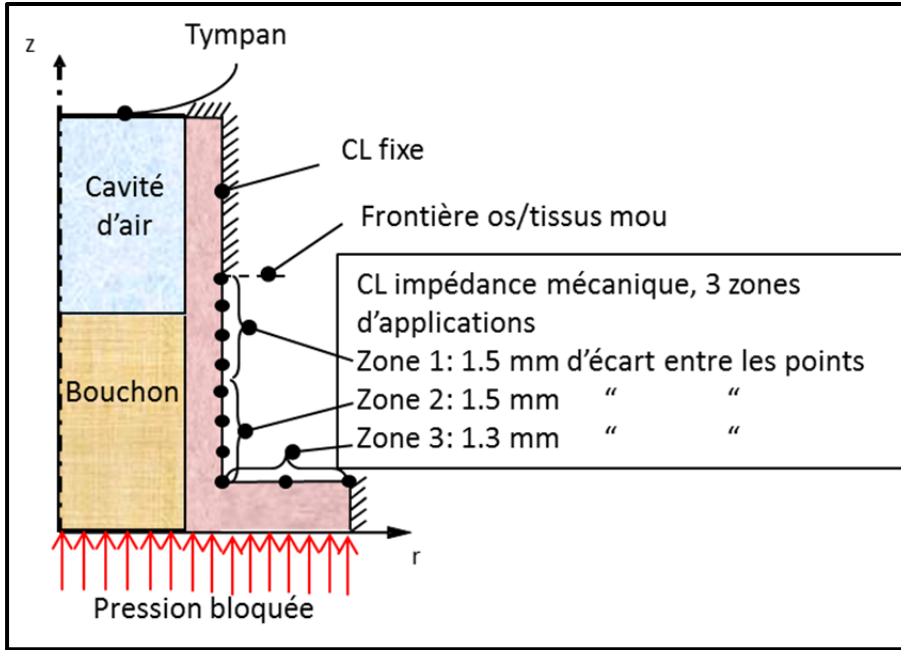


Figure 5.5 : Visualisation des zones où sont appliquées les conditions d'impédance mécanique visant à remplacer les parties tissus mous et os dans le modèle «simplifié» avec peau.

À titre d'exemple, dans la zone 1 représentée sur la Figure 5.5, la relation d'impédance décrite dans l'équation 5.1, après les simplifications décrites ci-dessus, devient:

$$Z_{zone1} = \begin{pmatrix} \bar{Z}_{rr,zone1} & \bar{Z}_{rz,zone1} \\ \bar{Z}_{zr,zone1} & \bar{Z}_{zz,zone1} \end{pmatrix} \quad (5.2)$$

Où chaque composante de la matrice Z_{zone1} est calculée à partir d'une moyenne de la composante correspondante obtenue pour les 4 points de calculs composant la zone. Il en est de même pour la matrice d'impédance appliquée sur les 2 autres zones représentées sur la Figure 5.5.

Comme pour la section précédente, seuls les résultats convergés, c'est-à-dire lorsque les modèles «complet» et «simplifié» ont permis d'aboutir à la même prédiction d'atténuation, sont présentés.

5.3.3 Résultats et limitations du deuxième scénario

La Figure 5.6 illustre la prédiction du IL en bande de tiers d'octaves via les différentes configurations présentées dans ce chapitre.

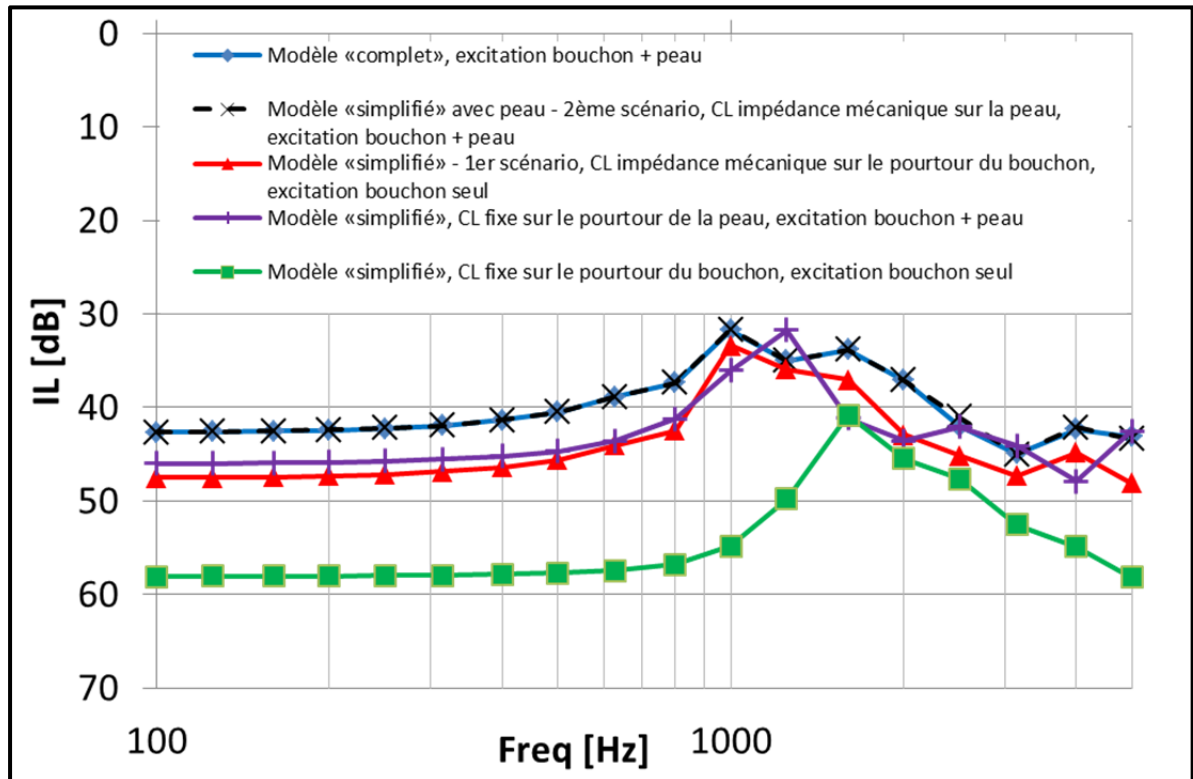


Figure 5.6 : Comparaison des pertes par insertions (IL) prédites dans les configurations «complètes» et «simplifiées» avec peau + condition d'impédance mécanique relative aux tissus (2^{ème} scénario). À titre indicatif, sont représentés les ILs dans les 3 cas suivants : 1er scénario (conditions d'impédance sur le bouchon), cas intermédiaire où un encastrement est appliqué sur le pourtour de la peau et cas où un encastrement est appliqué sur le pourtour du bouchon.

Du point de vue de la validation numérique de l'utilisation d'une condition d'impédance mécanique à la place des parties os et tissus mous, les résultats sont satisfaisants. Les prédictions du IL pour les configurations «complète» et «simplifiée + peau» dans le cadre d'une excitation acoustique appliquée à la fois sur le bouchon et la peau à l'entrée du modèle sont très similaires. Pour un calcul effectué sur la même station de travail que décrite

précédemment, le temps de calcul entre modèle «complet» et simplifié est cette fois divisé par 2, ce qui est logique puisque dans cette configuration le modèle «simplifié» comporte également les degrés de liberté associés à la peau. Par rapport au cas précédent, présenté à la section 5.2, la définition même du modèle «simplifié» permet l'application d'une excitation acoustique plus réaliste à l'entrée du modèle et l'atténuation prédite se rapproche de celles qui ont été trouvées dans le cadre des articles 2 et 3. Par exemple, les différences d'atténuation entre le cas avec condition aux limites fixes sur le pourtour du bouchon et la configuration testée ici donne des variations d'atténuation d'environ 20 dB en basse fréquence, jusqu'à environ 1 kHz, ce qui s'approche de ce qui a été trouvé dans le cadre des validations expérimentales utilisées dans les articles 1 et 2 (cf. Figures 2.8 et 3.3). Le cas intermédiaire où une condition limite d'encastrement est appliquée sur le pourtour de la peau ne permet pas de retrouver l'atténuation simulé dans le cas «complet», même si cela améliore le résultat obtenu lors du 1^{er} scénario. Le fait de simplifier les tissus mous par un encastrement vient rigidifier le contour de la peau qui elle-même agit sur la rigidité de contour du bouchon, gouvernant le système en basse fréquence. Sur le reste de la gamme de fréquence considéré, le résultat d'atténuation est à mi-chemin entre le cas «bouchon en encastrement» et le cas du 2^{ème} scénario. Ce résultat souligne l'importance de prendre en compte les tissus mous dans le modèle, directement ou via la condition d'impédance mécanique considéré dans le 2^{ème} scénario. Sur toute la gamme de fréquence étudiée (de 50 Hz à 5 kHz), le fait d'avoir «autorisé» la transmission acoustique via la peau dans le modèle simplifié contribue également à corriger la surestimation de l'atténuation qui était faite dans la configuration précédente.

Les principales limitations de cette étude proviennent du fait que cette méthode n'ait été testée que sur une configuration géométrique unique, dans un cas 2D axisymétrique à section constante qui ne correspond pas à une configuration géométrique moyenne et pour une profondeur d'insertion du bouchon unique. Pour avoir plus de confiance dans cette méthode il faudrait l'appliquer sur un modèle élément fini 3D et alternativement sur un modèle 2D axisymétrique moyen (les modèles utilisés dans l'article 3). Une fois ces approfondissements réalisés, cette méthode pourrait constituer une alternative intéressante à mettre en œuvre dans

le but de simplifier les modèles éléments finis utilisé dans le cadre de l'article 3 pour en faire une exploitation plus aisée.

5.4 Conclusion

Ce chapitre a présenté une méthode visant à simplifier les tissus constitutifs par une condition d'impédance mécanique équivalente identifiée à partir d'un modèle élément fini qui intègre ces tissus (peau, os et tissus mou).

Le premier scénario de remplacement envisagé consistait à remplacer l'ensemble des tissus nommés précédemment. D'un point de vue numérique la méthode est validée puisque les modèles «complet» et «simplifié» ont conduit à une prévision identique des pertes par insertion du bouchon. Néanmoins, même si ce cas a permis d'améliorer le réalisme de la prédiction par rapport à un cas où le pourtour du bouchon est supposé encastré, cette approche s'est avérée infructueuse dans le sens où par définition, ce modèle ne pouvait pas intégrer le chemin de transmission via la peau qui a été caractérisé comme important dans le cadre de l'article 2 présenté dans cette thèse. À un autre niveau, les impédances calculées au niveau de la peau sont sujettes à de nombreuses variations qui empêchent toute simplification dans la relation d'impédance décrite par l'équation 5.1 ce qui complexifie son calcul en amont, avant intégration en tant que condition aux limites.

Le deuxième scénario de remplacement envisagé a permis de pallier les problèmes du scénario précédent car le modèle «simplifié» proposé dans ce cas-là intègre la peau, permettant à la fois une excitation acoustique via la peau (en plus du bouchon) à l'entrée du modèle ainsi qu'un chemin de transmission acoustique via cette peau. Ce scénario de remplacement a été testé dans une configuration géométrique unique où les deux modèles «complet» et «simplifié» ont permis d'aboutir à une prédiction du IL similaire. Cette méthode présente donc dans ce cas un intérêt pour simplifier les modèles utilisées dans l'article 3, d'autant que dans ce cas-ci, des simplifications ont été possibles une fois les impédances identifiées. Pour poursuivre ces travaux, cette méthode pourrait être adaptée à un

cas 3D ou un cas 2D axisymétrique à section variable, comme le conduit auditif moyen utilisé dans le cadre de l'article 3.

CHAPITRE 6

SYNTHÈSE, RETOMBÉES ET PERSPECTIVES

Ce chapitre vise à synthétiser les principaux résultats obtenus dans le cadre de ce travail de thèse, en lien avec les objectifs initiaux. Les objectifs, la problématique et les principaux éléments méthodologiques sont brièvement rappelés. Les contributions et limitations principales de chaque article sont ensuite synthétisées. Puis, les retombées scientifiques et technologiques sont présentées pour conclure ce travail doctoral. Finalement, des perspectives de travail sont émises concernant des futurs travaux de recherches possibles dans le domaine.

6.1 Synthèse du travail doctoral accompli

6.1.1 Résumé des objectifs et de la problématique

L'objectif principal poursuivi par cette thèse était d'améliorer la compréhension du problème de transmission acoustique à travers le système conduit auditif – bouchon d'oreille. Il se déclinait en trois objectifs spécifiques: (i) développer des outils de calculs prévisionnels de l'atténuation acoustique de bouchons dans différentes configurations physiques / géométriques dont les limites fréquentielles ont été évalués; (ii) valider les modèles via des bancs de tests ou via des mesures sur sujets humains; (iii) exploiter les différents modèles pour étudier l'influence de la géométrie, le rôle de la peau artificielle (dans le cas d'un ATF), les sources responsables de variations dans la mesure d'atténuation et l'influence de la position du microphone dans le cadre d'une mesure F-MIRE.

Plus spécifiquement, cet objectif visait à répondre aux problématiques suivantes :

- Quel degré de sophistication apporter à un modèle élément fini du conduit auditif pour prédire de manière réaliste l'atténuation d'un bouchon d'oreille?

- Quelle est l'influence de la géométrie du conduit auditif sur l'atténuation?
- Quelle est l'influence des tissus constitutifs du conduit auditif (ou de la peau artificielle dans le cas d'une tête artificielle instrumentée) sur la prédiction de l'atténuation?
- Est-il possible de remplacer ces tissus dans le modèle par des conditions d'impédance mécanique représentative de leur effet?
- Quelle est la contribution de certains facteurs connus dans la variabilité de la mesure d'atténuation sur sujets humains (fuites, profondeur d'insertion, variabilité géométrique inter-individuel, paramètres matériaux)?

6.1.2 Résumé de la méthodologie

Comme cela a déjà été souligné, ces questions sont à la fois complexes et couplées. Dans l'esprit de construire pas à pas un outil prédictif prenant en compte les complexités géométriques (2D ou 3D) et physiques (intégration des tissus) du système bouchon-conduit auditif, 3 étapes d'exploration et de sophistications des modèles ont été considérées telles que présentées dans les chapitre 2,3 et 4. À ces étapes s'ajoute une quatrième étape dans le chapitre 5 qui est l'étude sur la question spécifique liée à la possibilité de remplacer les tissus du conduit auditif par des impédances mécaniques.

Dans la première étape (chapitre 2), un modèle de conduit auditif rigide a été utilisé pour vérifier si l'atténuation prédite pour un modèle 3D pouvait être retrouvé avec un modèle 2D axisymétrique équivalent (objectif (i)). Pour la validation de ce modèle, un banc de test dédié consistant en un conduit auditif rigide inséré dans un baffle rigide a été conçu (objectif (ii)). Cette configuration permet de s'affranchir dans un premier temps des complexités physiques du modèle de conduit auditif (intégration des tissus) pour se concentrer sur l'influence de la géométrie sur l'atténuation (objectif (iii)).

Dans la deuxième étape (chapitre 3), une complexification physique a été intégrée dans le modèle. Cette complexification correspond à l'ajout d'une couche de peau au lieu de la

condition limite de rigidité utilisée dans la configuration précédente (objectif (i)). L'influence et le rôle de cette couche de peau a été étudiée dans le cadre d'un modèle 2D axisymétrique (objectif (iii)), dont la pertinence à être utilisé à la place d'un modèle 3D a été démontré dans la première étape. Une raison additionnelle de l'étude de cette configuration particulière de conduit auditif est liée à sa similitude avec les conduits auditifs synthétiques qui se retrouve dans les têtes artificielles instrumentées. Des mesures sur tête artificielle ont d'ailleurs été utilisées pour valider le modèle à cette étape de sophistication (objectif (ii)).

Dans la troisième étape (chapitre 4), la complexité physique précédente a été étendue aux autres tissus constitutifs du conduit auditif (tissus mou et os) qui ont été ajoutés au modèle. Le modèle correspond à un conduit 2D axisymétrique moyen et à section variable. En plus d'évaluer le potentiel de ce modèle pour prédire des atténuations réalistes (objectif (i)) via des comparaisons avec des mesures sur sujets humains (objectif (ii)), ce modèle est utilisé pour expliquer et quantifier les variations d'atténuations rencontrées en pratique qui sont dues à l'effet de différents facteurs (objectif (iii)).

Dans la quatrième étape (chapitre 5), la possibilité d'utiliser des conditions aux limites de type impédance mécanique à la place des tissus dans le but de simplifier le modèle de la troisième étape par un modèle proche des étapes 1 ou 2 amélioré par cette condition aux limites a été étudiée (objectif (i)). La méthodologie de calcul des impédances mécaniques, les résultats associés et les limitations ont été présentés pour deux scénarii de remplacement des tissus.

6.1.3 Synthèse des contributions et limitations de la thèse

Cette sous-section présente les contributions et limitations associées à chacune des étapes de la méthodologie présentée dans la sous-section précédente.

6.1.3.1 Chapitre 2 : Article #1, «Modélisation éléments finis 2D axisymétrique versus 3D pour la prédiction de l'atténuation des bouchons dans des conduits auditifs rigides»

Contributions

- La possibilité d'utiliser une géométrie 2D axisymétrique à la place d'une géométrie 3D pour décrire un conduit auditif occlus par un bouchon en silicone. Cela est confirmé via le bon accord obtenu lors de comparaison de prédictions de ILs en 3D et en 2D. Une originalité de ce travail est d'avoir étudié la validité de l'hypothèse 2D axisymétrique via des comparaisons tant pour des prédictions individuelles que moyennées sur un groupe d'individus.
- Le bon accord entre IL prédit par des modèles 3D et 2D axisymétrique évoquées ci-dessus dépend de la méthode choisie pour définir la géométrie 2D axisymétrique du conduit par rapport à la géométrie 3D. La meilleure méthode, c'est-à-dire celle qui donne le meilleur accord entre prévisions 2D et 3D, correspond à un conduit 2D axisymétrique dont la section varie en fonction de l'axe longitudinale d'une manière comparable au modèle 3D. Alternativement, la méthode qui consiste à utiliser un bouchon en 2D avec un volume et une longueur équivalente à celui en 3D a aussi conduit à des résultats satisfaisants.
- La variabilité inter-individuelle de la géométrie du conduit auditif a conduit à des variations de l'atténuation importantes en basse fréquence. L'étude des caractéristiques géométriques des différents conduits a permis d'établir des parallèles entre géométrie et valeur prédite d'atténuation. Cela a permis de dégager des tendances qualitatives. Par exemple les conduits présentant une section moyenne petite par rapport aux autres et donc une rigidité de contour plus importante sur le pourtour du bouchon conduisent à une atténuation plus forte en basse fréquence.

Limitations

- La principale limitation de cet article vient de l'hypothèse de rigidité/encastrement utilisée pour le conduit auditif et le bouchon, respectivement. En effet, à la fois sur l'ensemble des prédictions mais aussi sur la mesure réalisée dans le cadre de la

validation expérimentale du modèle, les valeurs d'atténuations obtenues, notamment en basse fréquence, sont élevées par rapport à ce qui est mesuré en pratique sur une tête artificielle ou sur des sujets humains.

- Par rapport aux parallèles établies entre géométrie du conduit et valeur d'atténuation (3^{ème} contribution ci-dessus), le résultat sera donc à nuancer en fonction de la limitation précédente (surestimation de l'atténuation). Il sera intéressant de comparer si les liens observés entre caractéristiques géométriques et atténuation se confirment dans le cadre de modèle prédisant des atténuations plus réaliste (voir article 3).

6.1.3.2 Chapitre 3, Article #2 : Un modèle élément fini pour prédire l'atténuation d'un bouchon d'oreille dans une tête artificielle

Contributions

- Une prédiction de l'atténuation «plus réaliste», notamment en basses fréquences, par rapport au premier article, grâce à l'ajout de la peau autour du conduit auditif.
- L'investigation du rôle de la peau artificielle dans le système. Ce rôle se résume à deux effets. Un premier rôle dissipatif favorisé en basse fréquence par le contact souple de la peau sur le pourtour du bouchon. Un deuxième rôle lié à un chemin de transmission acoustique via la peau artificielle vers la partie non occluse du conduit auditif. Ce chemin de transmission, non négligeable sur toute la gamme de fréquence considérée, contribue approximativement entre 20 et 40% au niveau de la pression acoustique prédite au tympan.
- L'identification, via des calculs de flux mécanique et acoustique, de trois zones fréquentielles où le système adopte des comportements distincts. Cette représentation permet de visualiser la manière dont l'énergie circule dans le système. Ces résultats ont été établis pour deux longueurs de bouchons différentes. Même si conformément à la littérature, le bouchon plus long a une atténuation plus forte en basse fréquence, les tendances d'échanges énergétiques observées dans le système jusqu'à 3 kHz sont très similaires. Au-delà, des différences apparaissent entre les deux bouchons, dues à la modification de la zone de couplage entre bouchons et peau artificielle.

- La sensibilité de l'atténuation prédite par rapport aux variations des propriétés mécaniques et géométriques du système bouchon-peau artificielle. En basse fréquence (jusqu'à 1 kHz), les caractéristiques de la peau artificielle (raideur et épaisseur) influence plus la prédiction de l'atténuation que les paramètres du bouchon eux-mêmes (exceptée la longueur). Au-delà de 1kHz, les paramètres clefs sont la densité du bouchon et les coefficients de Poisson du bouchon et de la peau artificielle.

Limitations

- Cette configuration correspond à une géométrie unique du conduit auditif alors qu'il a été vu dans le premier article que les variations géométriques du conduit pouvaient mener à des variations importantes de l'atténuation.
- Cette configuration n'inclus pas les autres tissus constitutifs du conduit auditif, tissus mou et os.

6.1.3.3 Chapitre 4, Article #3 : Étude par modélisation éléments finis de la variabilité de l'atténuation des bouchons d'oreilles

Contributions

- La mise en avant du potentiel d'un modèle 2D axisymétrique du conduit auditif intégrant les tissus pour prédire l'atténuation mesurée sur des sujets humains. Ce modèle a été exploité pour deux types de bouchons d'oreilles, l'un en silicone et l'autre en mousse.
- L'étude séparée de l'influence de différents facteurs responsables des variations dans l'atténuation mesurée sur sujets humains. Ces facteurs sont souvent cités dans littérature, mais leurs effets n'avaient jamais été quantifiés précisément via un modèle qui permet justement de les étudier séparément.
- L'analyse de la présence de fuites sur l'atténuation qui peut, même pour des diamètres relativement faibles, faire baisser considérablement cette dernière pour les fréquences inférieures 1 kHz.

- L'analyse de la profondeur d'insertion sur l'atténuation dont la diminution entraîne une baisse de cette dernière. Le modèle a permis de retrouver les tendances de la littérature pour différentes profondeurs d'insertions calibrées. La baisse d'atténuation peut s'avérer très importante jusqu'à environ 1 kHz (jusqu'à 20 dB) puis devient plus modérée à plus hautes fréquences.
- L'analyse de l'effet d'introduire de la variation interindividuel pour la géométrie du conduit auditif sur l'atténuation (testée pour 14 conduits auditifs différents) permet de retrouver les écarts types obtenus lors de mesures d'atténuation sur un groupe de sujets humains. Cet effet est relativement faible en basse fréquence mais devient prédominant à partir de 1.25 kHz (10-15 dB de variation de l'atténuation). Ces résultats viennent aussi nuancer le recours à un modèle moyen qui permet d'obtenir de bonnes tendances mais qui pourrait être adapté en termes géométriques (individualisé) si l'atténuation relative à un individu devait être prédite.
- La quantification de l'effet sur l'atténuation des propriétés mécaniques utilisées pour les tissus et pour les deux types de bouchons. D'une manière générale, les effets sont limités par rapport aux facteurs décrits plus haut. En basse fréquence, les paramètres clefs sont les paramètres de raideur de la peau et dans une moindre mesure ceux des tissus mous (module d'Young et coefficient de Poisson). Dans cette gamme de fréquence, l'atténuation est peu sensible aux paramètres mécaniques des bouchons. Il a été trouvé que l'atténuation prédite était globalement plus sensible aux variations des propriétés mécaniques du bouchon mousse que du bouchon en silicone.
- Le modèle ne s'est pas avéré être sensible à la position du point de calcul (sur le tympan ou le long du conduit auditif). Ce résultat suggère que le recours à un facteur de compensation individuel dans le cadre de la méthode F-MIRE pour corriger le niveau de pression mesuré à un endroit du conduit auditif par rapport à une mesure qui aurait été faite au tympan ne va pas beaucoup influencer la mesure d'atténuation.

Limitations

- La configuration de modèle utilisée dans cet article n'a pas été validée «formellement» c'est-à-dire avec un banc de test dédié, mais plutôt indirectement, via des comparaisons avec des mesures faites sur sujet humain.
- Le recours à un modèle moyen présente un potentiel intéressant pour prédire des valeurs de groupes, mais la grande influence trouvée par rapport aux variations géométriques indique que pour une prédiction individuelle de l'atténuation, le remplacement du conduit auditif moyen par une géométrie 2D axisymétrique à section variable plus proche de celle de l'individu pourrait considérablement affiner la prédiction.

6.1.3.4 Chapitre 5 : «Prise en compte des tissus constitutifs du conduit auditif via des conditions aux limites d'impédance mécanique»

Contributions

- La description d'une méthodologie visant à remplacer les tissus constitutifs du conduit auditif dans un modèle éléments finis par une impédance ramenée. Des impédances mécaniques sont calculées à partir du modèle complet et réintroduites sous forme de conditions limites dans le modèle simplifié associé.
- La mise en évidence des limitations liées au remplacement de tous les tissus. Le fait de remplacer la partie peau empêche de pouvoir y appliquer une pression bloquée à l'entrée du conduit auditif et ne permet pas de tenir compte du chemin de transmission acoustique mis en avant dans l'article 2.
- Le potentiel de cette méthode appliquée dans le but de remplacer la partie osseuse et les tissus mous. Dans ce cas, l'atténuation prédite avec les modèles «complet» et «simplifié» est similaire, en plus de palier les limitations du cas décrit ci-dessus.
- La simplification de la matrice d'impédance qui a pu être assimilée à une impédance infinie (équivalente à un encastrement) pour la partie osseuse et appliquée par zone avec des valeurs moyennes pour les tissus mous.

Limitations

- Cette étude a été effectuée sur une configuration géométrique 2D axisymétrique fixée qui ne permet de généraliser les simplifications qu'il a été possible de faire sur la matrice d'impédance. Un approfondissement du travail accompli est nécessaire pour valider la méthode sur un modèle 3D ou alternativement 2D axisymétrique à section variable.

6.2 Retombées

6.2.1 Retombées scientifiques

D'un point de vue scientifique, ce travail de thèse a permis d'augmenter le champ des connaissances théoriques sur le problème de la transmission du son par voie aérienne à travers un bouchon d'oreille couplé au conduit auditif. Des modèles éléments finis du conduit auditif occlus intégrant différentes complexités d'ordre physique et/ou géométrique ont été développés et leurs limitations respectives discutées. Très sommairement, ces avancées scientifiques se résument aux points suivants :

- Validité de l'hypothèse 2D axisymétrique pour modéliser la géométrie conduit auditif occlus.
- Nécessité de prendre en compte la peau dans le modèle de conduit auditif pour capturer les tendances d'atténuation mesurées sur sujets humains. Les autres tissus (os et tissus mous) pourraient être alternativement remplacés par des conditions aux limites d'impédance mécanique.
- Caractérisation des chemins de transmission acoustique et du rôle joué par la peau artificielle dans une configuration proche d'une tête artificielle instrumentée.
- Prédiction de l'atténuation moyenne mesurée sur un groupe de sujets humains grâce à un modèle 2D axisymétrique moyen à section variable et intégrant les tissus.
- Quantification de l'effet des fuites, de la profondeur d'insertion, des variations géométriques du conduit auditif et des caractéristiques matériaux sur l'atténuation.

6.2.2 Retombées technologiques

D'un point de vue technologique, les outils de modélisation développés dans le cadre de cette thèse fournissent aux manufacturiers de bouchons des pistes pour améliorer leurs produits, sans nécessairement avoir recours à du prototypage. Par exemple, les analyses de sensibilité de l'article 3 peuvent permettre à un manufacturier de savoir sur quel(s) paramètre(s) du bouchon travailler pour par exemple augmenter l'atténuation à une fréquence donnée. D'une manière similaire, les modèles développés dans le cadre de l'article 2 (conduit auditif + peau artificielle) pourrait permettre de tester des valeurs de paramètres mécaniques de la peau artificielle plus proches d'une vraie peau (par exemple à partir de données de la littérature). Ceci aurait pour but d'améliorer les standards relatifs aux exigences des propriétés matériaux à utiliser par les manufacturiers de tête artificielle.

6.2.3 Retombées santé et sécurité au travail

Concernant la santé et sécurité au travail, les avancées présentes dans cette thèse et notamment l'exploitation des différents outils de modélisation développés, pourront aider à concevoir des protecteurs auditifs plus performants et dont la réelle efficacité sera mieux appréhender. Sur le long terme, cela améliorera les conditions des travailleurs en minimisant le risque lié à la dégradation de leur appareil auditif.

6.3 Perspectives du travail

Certaines pistes de recherche sont ici proposées dans le but de continuer le travail fait dans cette thèse.

- Valider de manière plus «systématique» l'hypothèse 2D axisymétrique de description géométrique du conduit dans le cadre du modèle intégrant les tissus. Ce travail a été accompli pour un cas individuel dans le cadre de cette thèse mais mériterait d'être systématisée, comme cela a été le cas dans le cadre des modèles rigides (article 1, chapitre 2).

- Valider plus formellement des modèles utilisés dans l'article 3 avec un banc de tests dédiés où tous les paramètres seraient contrôlés, par rapport à des mesures sur sujets humains.
- Intégrer des paramètres biomécaniques plus réalistes pour les tissus constitutifs du conduit auditif, via des caractérisations mécaniques effectuées sur sujets humains plutôt que d'avoir recours à des données de la littérature.
- Étudier des bouchons de formes et de constitutions diverses.
- Étudier l'effet de déformations locales entre le bouchon et les tissus, en d'autres termes étudier comment la pression statique du bouchon s'applique sur les parois du conduit auditif (relation avec le confort) et en lien avec l'atténuation.
- Étudier la pertinence d'utiliser un modèle de tympan plus sophistiqué, modélisé par exemple par élément finis plutôt que le modèle type circuit électrique équivalent utilisé jusqu'ici.
- Tenir compte de l'effet de la température du corps humain qui pourrait possiblement modifier les propriétés mécaniques du bouchon, des tissus et de l'air (partie non occluse du conduit auditif)
- Modifier les outils de modélisation utilisés pour y intégrer la conduction par voie osseuse (via une excitation sur la partie mécanique). On rappelle que dans le cadre de cette thèse, cette contribution osseuse est parfois prise en compte, lorsqu'il s'agit de comparer des REAT à des IL, mais par le biais de valeurs correctives et non par l'introduction d'une excitation osseuse.

- Appliquer le calcul des bilans de puissances réalisés dans le cadre de l'article 2 aux modèles développés dans l'article 3. Ainsi, une évaluation plus réaliste de la contribution du chemin de transmission via la peau serait réalisée.
- Coupler les outils de modélisation développés dans le cadre de cette thèse à un modèle élément fini de coquille dans le but d'étudier la double protection.
- Intégrer la conche de l'oreille, la tête et le torse (où leur effets) pour prendre en compte les effets de diffractions dans le calcul du terme d'excitation.
- Modifier/adapter les modèles pour étudier les mécanismes de l'atténuation dans le cadre de bruits d'impact.

ANNEXE I

RÉSULTATS DÉTAILLÉS DE L'ANALYSE DE SENSIBILITÉ PRÉSENTÉE DANS LA SECTION 4.5.4 : PARTIE 1, BOUCHON SILICONE

Tableau-A I-1 : Effect of each mechanical parameter and interaction for a given solid domain around the mean predicted IL for the CMEP as a function of frequency. The value indicates the variation in dB around the mean value of the IL when the parameter goes from the -1 level to the +1 level codes

Freq [kHz]		0.125	0.25	0.5	0.8	1	1.25	1.6	2	2.5	3.15	4	5
Soft Tissues	ρ	0,0	0,0	-0,2	-0,5	-0,1	-0,4	-0,1	0,9	2,0	5,5	3,8	-0,6
	ν	-0,3	-0,3	0,0	0,5	-0,4	-1,8	-2,6	-2,9	-3,1	-3,1	-1,5	0,8
	E	1,4	1,5	2,2	3,0	-0,2	0,6	0,8	0,7	0,9	-3,4	-2,3	-0,3
	η	0,0	0,0	0,0	0,2	0,2	0,1	0,2	0,2	0,5	0,5	0,3	0,4
	$\rho - \nu$	0,0	0,0	0,0	0,0	-0,1	-0,2	-0,6	-0,6	-0,1	-0,8	1,5	1,2
	$\rho - E$	0,0	0,0	0,1	0,1	-0,1	0,0	-0,8	-0,1	-1,1	-3,1	2,2	5,2
	$\nu - E$	0,0	0,0	0,0	0,0	0,3	0,5	0,7	0,1	0,3	0,8	-1,5	-0,8
Skin	ρ	0,0	-0,2	-1,0	0,2	2,0	0,9	1,5	-0,5	-0,8	-0,4	3,0	5,2
	ν	-3,9	-3,7	-2,5	-2,5	-5,4	-5,1	-3,3	0,6	1,5	2,1	5,4	3,7
	E	1,8	1,9	2,7	1,8	-2,0	-0,6	0,4	0,5	1,7	2,1	0,0	-0,9
	η	0,3	0,3	0,6	1,7	0,8	0,0	0,6	0,6	1,4	2,3	2,5	4,0
	$\rho - \nu$	0,0	0,0	0,3	-1,3	-1,7	-0,1	0,8	-0,1	0,8	1,5	0,8	-1,5
	$\rho - E$	0,0	0,0	0,1	-1,2	0,6	0,2	0,2	0,1	0,2	-1,1	-1,3	-1,6
	$\nu - E$	0,1	0,0	-0,2	1,0	0,5	-0,4	0,1	0,7	0,8	-0,6	-0,8	1,5
CMEP	ρ	-0,1	-0,2	-1,0	-1,6	2,9	1,2	0,4	2,0	0,0	-0,3	1,3	3,4
	ν	-0,3	-0,3	-0,1	0,0	-0,1	0,1	0,7	0,8	0,3	-0,5	1,0	-2,0
	E	0,2	0,3	0,5	0,7	-0,2	0,8	0,7	-0,5	0,4	0,3	-0,9	-2,7
	η	0,0	0,0	0,1	0,4	0,3	0,3	0,8	0,5	0,3	0,2	0,3	-0,2
	$\rho - \nu$	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	0,0	0,1	0,2	-1,2	-2,8
	$\nu - E$	0,1	0,1	0,1	0,0	0,0	-0,1	-0,3	-0,1	-0,3	-0,1	0,8	2,5

ANNEXE II

RÉSULTATS DÉTAILLÉS DE L'ANALYSE DE SENSIBILITÉ PRÉSENTÉE DANS LA SECTION 4.5.4 : PARTIE 2, BOUCHON MOUSSE

Tableau-A II-1 : Effect of each mechanical parameter and interaction for a given solid domain around the mean predicted IL for the Classic EP as a function of frequency. The value indicates the variation in dB around the mean value of the IL when the parameter goes from the -1 level to the +1 level codes

freq		0.125	0.25	0.5	0.8	1	1.25	1.6	2	2.5	3.15	4	5
Soft Tissues	ρ	0,0	0,0	-0,2	-0,7	-0,7	-0,6	3,0	4,4	2,8	1,4	2,8	0,4
	v	-0,3	-0,3	-0,1	0,1	0,1	-0,5	-3,0	-2,1	-1,0	-2,5	-1,0	0,0
	E	1,6	1,7	2,4	3,5	3,5	1,6	-2,4	-3,2	-3,8	1,1	-1,4	-0,4
	η	0,0	0,0	0,0	0,1	0,1	0,2	0,2	0,1	0,3	0,8	0,4	0,2
	$\rho - v$	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	-1,0	0,8	1,6	-0,1	0,7	0,7
	$\rho - E$	0,0	0,0	0,1	0,2	0,2	0,0	-1,4	-2,2	-0,1	1,1	-0,7	3,6
	$v - E$	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,2	0,9	-0,6	-0,1	0,0	-1,1	-0,4
skin	ρ	0,0	-0,2	-1,1	0,0	1,4	2,2	2,1	2,9	2,4	2,1	2,9	6,4
	v	-3,4	-3,3	-2,4	-2,7	-5,4	-5,7	-5,6	-6,1	-6,3	5,0	6,4	1,6
	E	1,8	1,8	2,2	0,9	0,5	1,3	0,9	0,6	2,2	0,6	-1,8	-3,6
	η	0,3	0,3	0,5	0,7	0,3	0,5	0,7	0,6	2,1	2,1	0,9	1,2
	$\rho - v$	0,0	0,0	0,3	-1,5	-2,4	0,7	0,6	-0,7	2,4	4,4	-1,1	-1,1
	$\rho - E$	0,0	0,0	0,1	-1,2	0,8	0,0	0,3	-0,2	0,6	-1,2	-2,4	-2,9
	$v - E$	0,1	0,1	-0,1	1,3	1,6	-0,4	0,2	0,0	-2,0	-3,7	-0,8	0,5
EP Classic	ρ	-0,1	-0,3	-1,3	0,6	1,9	3,3	6,8	5,9	-2,9	-2,7	-0,4	0,5
	v	-0,1	-0,1	0,0	-0,2	-0,2	-0,1	0,0	0,2	0,5	0,3	0,1	0,0
	E	0,5	0,8	1,5	0,0	-0,9	-1,9	-4,5	-3,3	4,0	2,8	0,4	-0,3
	η	0,2	0,4	1,3	2,2	2,2	3,1	4,2	4,6	4,1	0,5	0,0	-0,4
	$\rho - E$	0,0	0,1	0,2	-1,1	-0,6	-1,4	-2,2	-0,6	-3,8	-3,1	-2,8	-1,3
	$\rho - \eta$	0,0	0,1	0,3	0,1	0,2	0,6	1,1	0,4	-1,4	0,7	0,3	0,2
	E - η	0,0	-0,1	-0,3	-0,2	-0,3	-0,7	-1,2	-0,4	1,0	-1,0	-0,6	-0,3

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- ANSI/ASA. 2008. Methods for Measuring the Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors, 2nd edition. S12.6-2008. New York (NY): American National Standards Institute and American Society of Acoustic, 31 p.
- ANSI/ASA. 2009. American National Standard for an Occluded ear simulator, 2nd edition. S3.25-2009. New York (NY): American National Standards Institute and American Society of Acoustic, 22 p.
- ANSI/ASA. 2010. Methods for the Measurement of Insertion Loss of Hearing Protection Devices in Continuous or Impulsive Noise Using Microphones-in-Real-Ear or Acoustic Test Fixture, 2nd edition. S12.42-2010. New York (NY): American National Standards Institute and American Society of Acoustic, 66 p.
- ANSI/ASA 2012. American National Standard Specification for a Manikin for simulated *in situ* Airborne Acoustic Measurements, 3rd edition. S3.36-2012. New York (NY): American National Standards Institute and American Society of Acoustic, 50 p.
- Békésy, G.V. 1949. «The Structure of the Middle Ear and the Hearing of One's Own Voice by Bone Conduction». *J Acoust Soc Am*, vol. 21, No 3, p.217–232.
- Berger, E.H. 1986. «Methods of Measuring the Attenuation of Hearing Protection devices». *J Acoust Soc Am*, vol.79, p.1655–1687.
- Berger, E.H. 2000. «Hearing Protection Device Utilization Around the World». *Spectrum*, vol.17, 18 p.
- Berger, E.H. 2005. «Preferred Methods for Measuring Hearing Protector Attenuation». In *International Congress on Noise Control Engineering (Internoise)*. (Rio de Janeiro,

Aug. 7-10 2005), vol.3, p. 2148-2157. Indianapolis (In.): Institute of Noise Control Engineering.

Berger, E.H. 2013. «"Calibrating" the insertion depth of roll-down foam earplugs». In *the 21st International Congress on Acoustics (ICA)*. (Montreal, June 2-7 2013), vol.19, 040002. Melville (NY): Proceedings of Meeting on Acoustics in AIP publishing.

Berger, E. H., J.R. Franks et F. Lindgren. 1996. «International review of field studies of hearing protector attenuation». *Scientific Basis of Noise Induced Hearing Loss*, edited by A. Axelsson, H. Borchgrevink, R. P. Hamernik, P. Hellstrom, D. Henderson, and R. J. Salvi (Theme Medical, New York), ch. 29, p.361-377.

Berger, E. H., R.W. Kieper et M.E. Stergar. 2012. «Performance of new acoustical test fixtures complying with ANSI S1242-2010, with particular attention to the specification of self insertion loss». In *the 41st International Congress on Noise Control Engineering (Internoise)*. (New York City, Aug. 19-22), vol. 12, p. 517–528. Indianapolis (In.): Institute of Noise Control Engineering.

Berger, E. H., L.H. Royster, D. P. Driscoll. et M. Layne 2003. *The noise manual*, revised 5th edition. Fairfax (Va.): American Industrial Hygiene Association (AIHA) Press, 796 p.

Berger, E. H., J. Voix, and R. W. Kieper. 2007. «Methods of Developing and Validating a Field-MIRE Approach for Measuring Hearing Protector Attenuation». *Spectrum. Suppl.*, vol. 24, 22 p.

Bockstael, A., B. de Greve, T. Van Renterghem, D. Botteldooren, W. D'haenens, H. Keppler, L. Maes et al. 2008. «Verifying the attenuation of earplugs in situ: Method validation using artificial head and numerical simulations». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 124, p.973–981. doi:10.1121/1.2945709.

- Bockstael, A., T. Van Renterghem, D. Botteldooren, W. D'haenens, H. Keppler, L. Maes, B. Philips et al. 2009. «Verifying the attenuation of earplugs in situ: method validation on human subjects including individualized numerical simulations». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 125, p.1479–1489. doi:10.1121/1.3075603.
- L. Brueck. 2013. *Assessment of subjective and objective measurement systems of earplug attenuation on an individual*. Prepared for «Engineering and Personal Safety Unit, Health and Safety Laboratory», research report 975-1. Buxton (Derbyshire, U.K.): Health and Safety Executive, 37 p.
- Brummund, M. K., F. Sgard, Y. Petit et F Laville. 2014. «Three-dimensional finite element modeling of the human external ear: simulation study of the bone conduction occlusion effect». *J Acoust Soc Am.*, vol.135, p.1433-1444.
- Burkhard, M.D. et R.D. Sachs. 1977. «Sound pressure in insert earphone couplers and real ears». *J. Speech Hear. Res.*, vol. 20, p.789-807.
- Concha-Barrientos, M., D. Campbell-Lendrum et K. Steenland. 2004. *Occupational noise : Assessing the burden of disease from work related hearing impairment at national and local levels*. «coll.: Environmental Burden of Disease Series», n°9. Genève: World Health Organisation, 33 p.
- Duda, R. O. and W.L. Martens. 1998. «Range dependence of the response of a spherical head model». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 104, p. 3048–3058. doi:10.1121/1.423886.
- Fung, Y. C. 1993. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd edition. Berlin: ed. Springer-Verlag, 568 p.

- Gan, R. Z., Q. Sun, B. Feng et W. M. Wood. 2006. «Acoustic–structural coupled finite element analysis for sound transmission in human ear—Pressure distributions». *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, p. 395–404.
- Gent, A. N. 1958. «On the relation between indentation hardness and Young's modulus». *Inst. Rubber Ind.*, vol. 34, p. 46–57.
- Gerges, S. N., F. Vergara et R.S. Birch. 2000. «Finite element method (FEM) model for the hearing protector noise attenuation for impulsive noise». In *the 29th International Congress on Noise Control Engineering (Internoise)*. (Nice (France), Aug. 27-31), 4 p. Indianapolis (In.): Institute of Noise Control Engineering.
- Giguère, C. et H. Kunov. 1989. «An acoustic head simulator for hearing protector evaluation II: Measurements in steady-state and impulse noise environments». *J Acoust Soc Am*, vol. 85, p. 1197–1205.
- Girard, S., M. Picard, M. Courteau et coll. 2007. *Le bruit en milieu de travail : une analyse des coûts pour le régime d'indemnisation*. «coll.: Rapport de recherche Direction Systèmes de soins et services», n°.712 Québec: Institut national de santé public du Québec. 43 p.
- Hahn, K.S. 1985. «The Effect of Variation in Ear Canal Skin Parameters on the Behavior of an Ear-Earplug Model». Master thesis, electrical engineering department, University of Toronto, 53 p.
- Hansen, M.O. et M.R. Stinson. 1998. «Air conducted and body conducted sound produced by own voice». *Can. Acoust.*, vol. 26, p.11–19.
- Hiipakka, M. 2008. «Measurement apparatus and modelling techniques of ear canal acoustics». Master thesis, Helsinki University of Technology, 93 p.

- Hiselius, P. 2004. «Method to Assess Acoustical Two-Port Properties of Earplugs». *Acta Acust. United Acust.*, vol. 90, 137–151.
- Hiselius, P. 2005. «Attenuation of Earplugs – Objective Predictions Compared to Subjective REAT Measurements». *Acta Acust. United Acust.*, vol. 91, p.764–770.
- IEC. 2010. Simulators of human head and ear - Part 4: Occluded-ear simulator for the measurement of earphones coupled to the ear by means of ear inserts. IEC 60318-4. Genève, Switzerland: International Electro-technical Commission.
- James, C. 2006. «Finite Element Modeling and Exploration of Double Hearing Protection Systems». Master thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg (VA), 147 p.
- Joseph, A., Punch, J., Stephenson, M., Paneth, N., Wolfe, E., Murphy, W. (2007). “The effect of training format on earplug performance“, *Int. J. Audiol.* 46 (10), 609-618.
- Katz, B. F. G. 2001a. «Boundary element method calculation of individual head-related transfer function, part I: Rigid model calculation». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 110, p. 2440–2448. doi:10.1121/1.1412441.
- Katz, B. F. G. 2001b. «Boundary element method calculation of individual head-related transfer function, part II: Impedance effects and comparisons to real measurements». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 110, p. 2449–2455. doi:10.1121/1.1412441.
- Khanna, S. M. et M.R. Stinson. 1985. «Specification of the acoustical input to the ear at high frequencies». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 77, p. 577–589. doi:10.1121/1.391876.
- Kringlebotn, M. 1988. «Network model for the human middle ear». *Scand. Audiol.*, vol. 17, n°2, p. 75 – 85.

- Kunov, H. and C. Giguère. 1989. «An acoustic head simulator for hearing protector evaluation, part I: Design and construction». *J Acoust Soc Am.*, vol. 85, p. 1191–1196.
- Lamarche, D., Aubin, J., Blouin, S., Provencher, J., Barbeau, A. 2014. *Statistiques annuelles 2013*. «coll.: rapport statistiques annuelles de la commission de la santé et de la sécurité au travail». Québec: Centre de la statistique et de l'information de gestion. 158 p. Disponible en ligne: http://www.csst.qc.ca/publications/200/Documents/DC200_1046web.pdf. Consulté le 04 décembre 2014.
- Le Cocq, C. 2010. «Communication dans le bruit: perception de sa propre voix et réhaussement de la parole». Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, Montréal (Canada), 143 p.
- Mix, A. W., and J. Giacomini. 2011. «Standardized Polymer Durometry». *J. Test. Eval.*, vol. 39, n°4, p. 1–10.
- Murphy, W., Franks, J., Berger, E., Behar, A., Casali, J., Dixon-Ernst, C., Krieg, F., Mozo, B., Royster, J., Royster, L., Simon, S., and C. Stephenson (2004), "Development of a new standard laboratory protocol for estimation of the field attenuation of hearing protection devices: Sample size necessary to provide acceptable reproducibility", *J Acoust Soc Am.* **115**, 311.
- Murphy, W., Byrne, D., Gauger, D., Ahroon, W., Berger, E., Gerges, S., McKinley, R., Witt, B., and E. Krieg (2009), "Results of the National Institute for Occupational Safety and Health—U.S. Environmental Protection Agency Interlaboratory Comparison of American National Standards Institute S12.6-1997 Methods A and B", *J Acoust Soc Am.* **125**, 3262.

- NIOSH. 2006. «Work relating hearing loss». In *the website of the National institute for Occupational Safety and Health*. On line. < <http://www.cdc.gov/niosh/docs/2001-103/> >. Consulté le 27 août 2014.
- Nélisse, H., C. Le Cocq, J. Boutin, J. Voix et F. Laville. 2013. «Comparison of subjective and objective methods for the measurements of hearing protector devices attenuation and occlusion effect» In *the 21st International Congress on Acoustics (ICA)*. (Montreal, June 2-7 2013), vol. 19, 040004. Melville (NY): Proceedings of Meeting on Acoustics in AIP publishing.
- Nélisse, H., C. Le Cocq, J. Boutin, J. Voix et F. Laville. 2014. «Comparison of subjective and objective methods for the measurements of hearing protector devices attenuation and occlusion effect» In *proceedings of the 11th International Congress on Noise as a Public Health Problem (ICBEN)*. (Nara, Japan, June 1-5 2014). Delft (Netherland): ICBEN proceedings.
- Nélisse, H., M-A. Gaudreau, J. Boutin, F. Laville and J. Voix. 2010. *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail - Partie 1: Étude terrain*. «coll.: rapport technique de l'IRSST», n° R-662. Montréal: Institut de Recherche Robert Sauvé en Santé et Sécurité du travail, 106 p.
- Nelson, D.I., R.Y. Nelson et M. Concha-Barrientoss. 2005. «The Global Burden of Occupational Noise-induced Hearing Loss». *Am. J. Ind. Med*, vol. 48, n°6, p. 446-458.
- OMS. 2004. Noise: Assessing the burden of disease from work-related hearing impairment at national and local levels. Environmental Burden of Disease Series, n°9. Organisation mondiale de la Santé, Genève.

- Perry, E. T. et W.B. Shelley. 1955. «The Histology of the Human Ear Canal with Special Reference to the Ceruminous Gland». *J. Invest. Dermatol.*, vol. 25, p. 439–451.
- Pirzanski, C., M. Chasin, M. Klenk, V. Maye et J. Purdy. 2000. «Attenuation Variables in Earmolds for hearing protection devices». *Hear. J.*, vol. 53, p. 44–53.
- Schroeter, J. 1986. «The use of acoustical test fixtures for the measurement of hearing protector attenuation Part I: Review of previous work and the design of an improved test fixture». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 79, p. 1065–1081. doi:10.1121/1.393379.
- Schroeter, J. and C. Poesselt. 1986. «The use of acoustical test fixtures for the measurement of hearing protector attenuation Part II : Modeling the external ear, simulating bone conduction, and comparing test fixture and real-ear data». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 80, p. 505–527.
- Sgard, F., M. Brummund, G. Viallet, S. Boyer, Y. Petit, F. Laville et J. Boutin. 2012. «Acoustic finite element modeling of hearing protection devices». ». In *the 41st International Congress on Noise Control Engineering (Internoise)*. (New York City, Aug. 19-22), vol. 12, p. 642–653. Indianapolis (In.): Institute of Noise Control Engineering.
- Sgard, F., H. Nélisse, J. Boutin, F. Laville, J. Voix and M.-A. Gaudreau. 2009. «Finite element modeling for the evaluation of sound attenuation of hearing protectors». In *the 8th European Conference on Noise Control (Euronoise)*. (Edinburgh, U.K., oct. 26-28), vol. 3 , p. 1517-1525. St. Albans Hertfordshire (U.K.): Institute of Acoustics.
- Sgard, F., H. Nélisse, M.-A. Gaudreau, J. Boutin, J. Voix. et F. Laville. 2010. *Étude de la transmission sonore à travers les protecteurs auditifs et application d'une méthode pour évaluer leur efficacité effective en milieu de travail - Partie 2 : Étude*

- préliminaire d'une modélisation des protecteurs auditifs par éléments finis*. «coll.: rapport technique de l'IRSST», n° R-680. Montréal: Institut de Recherche Robert Sauvé en Santé et Sécurité du travail, 115 p.
- Shaw, E. A. and M. R. Stinson. 1983. «The human external and middle ear: models and concepts». In *the IUTAM/ICA Symposium: Mechanics of Hearing*. (Delft, Netherland, jul. 13-15), p. 3-10. Delft University Press.
- Smooenburg, G. F. 1996. *Assessment of Hearing protector Performance in Impulsive Noise*. «coll: TNO report», TM-96-C042. Soesterberg, Netherlands: TNO Human Factors Research Inst., 20 p.
- Stenfelt, S. et S. Reinfeldt. 2007. «A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation». *Int J Audiol.*, vol. 46, p. 595 – 608.
- Stinson, M. R. et G.A. Daigle. 2005. «Comparison of an analytic horn equation approach and a boundary element method for the calculation of sound fields in the human ear canal». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 118, p. 2405–2411. doi:10.1121/1.2005947.
- Stinson, M. R., et G.A. Daigle. 2007. «Transverse pressure distributions in a simple model ear canal occluded by a hearing aid test fixture». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 121, p. 3689–3702. doi:10.1121/1.2722214.
- Stinson, M. R. and S.M. Khanna. 1994. «Spatial distribution of sound pressure and energy flow in the ear canals of cats». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 96, p. 170–180. doi:10.1121/1.410461.
- Stinson, M. R. and B. W. Lawton. 1989. «Specification of the geometry of the human ear canal for the prediction of sound-pressure level distribution». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 85, p. 2492–2503. doi:10.1121/1.397744.

- Tonndorf, J. 1972. «Bone Conduction». In *Foundation in Modern Auditory Theory II*, sous la dir. de Tobias, J.V., vol. 2, p. 195–237. New York: Academic Press.
- Tufts, J. B., S. Chen and L. Marshall. 2013a. «Attenuation as a function of the canal length of custom-molded earplugs: A pilot study». *J Acoust Soc Am*, vol. 133, n°6, EL (express letter) 446.
- Tufts, J. B., S. Chen and L. Marshall. 2013b. «Attenuation as a function of the canal length of custom-molded earplugs». In *the 21st International Congress on Acoustics (ICA)*. (Montreal, June 2-7 2013), vol.19, 040001. Melville (NY): Proceedings of Meeting on Acoustics in AIP publishing.
- Vergara, F., S.N. Gerges and R.S. Birch. 2002. «Numerical and experimental study of impulsive sound attenuation of an earmuff». *Shock Vib.*, vol. 9, p. 245–251.
- Viallet, G., F. Sgard, and F. Laville. 2011a. «Development of a simplified axisymmetric finite element model of the auditory canal occluded by an earplug: variability of the attenuation as a function of the input parameters». In *Proceedings of the Acoustics Week in Canada*. (Québec, Canada, oct. 12-14). vol. 39, n° 3, p. 100-101. Québec: Canadian Acoustics / Acoustique canadienne.
- Viallet, G., F. Sgard and F. Laville. 2011b. «Comparison of a 3D model versus a 2D axisymmetric finite element model of an ear canal occluded by a silicon earplug». In *the 162nd Meeting of the Acoustical society of America*. (San Diego, CA, oct.31-nov.4), vol. 130, n°4, p.2518. New York (NY): AIP publishing.
- Viallet, G., F. Sgard and F. Laville. 2013a. «Influence of the external ear tissue domains on the sound attenuation of an earplug predicted by a finite element model». In *the 21st International Congress on Acoustics (ICA)*. (Montreal, June 2-7 2013), vol. 19, n°1, 8 p. Melville (NY): Proceedings of Meeting on Acoustics in AIP publishing.

- Viallet, G., F. Sgard, F. Laville and J. Boutin. 2013b. «Axisymmetric versus three-dimensional finite element models for predicting the attenuation of earplugs in rigid walled ear canals». *J Acoust Soc Am.*, vol. 134, p. 4470–4480.
- Viallet, G., F. Sgard, F. Laville and J. Boutin. 2014. «A Finite Element Model To Predict The Sound Attenuation of Earplugs in an Acoustical Test Fixture». *J Acoust Soc Am.*, vol. 136, No 3.
- Vigneault, J. P. 2007. «Pour un meilleur support de la recherche au plan d'action 2006-2008 du réseau de santé publique en santé au travail». Présenté au *colloque sur la recherche sur le bruit en milieu de travail*. Montréal, le 7 mars pour L'IRSST.
- Voix, J. 2006. «Mise au point d'un bouchon d'oreille «intelligent»». Thèse de doctorat, École de Technologie Supérieure, Montréal (Canada), 223 p.
- Voix, J. and F. Laville. 2009. «The objective measurement of individual earplug field performance». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 125, p. 3722-3732.
- Wiener, F. M. and D.A. Ross. 1946. «The pressure distribution in the auditory canal in a progressive sound field». *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 18, p. 401–408.
- Zienkiewicz, O. C. and R. L. Taylor. 2005. *The finite element method: its basis and fundamentals*, sixth edition. Oxford (U.K.): Butterworth-Heinemann (Elsevier), 733 p.

